

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



TESIS DOCTORAL

***Análisis de la estabilidad primaria y secundaria y su relación
con la pérdida ósea en implantes yuxtacrestales o
subcrestales ensayo clínico aleatorizado con 3 años de
seguimiento***

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTORA

PRESENTADA POR

Cristina Martín Muñoz

DIRECTOR

Miguel Gómez Polo

Madrid

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



TESIS DOCTORAL

**“ANÁLISIS DE LA ESTABILIDAD PRIMARIA Y
SECUNDARIA Y SU RELACIÓN CON LA PÉRDIDA
ÓSEA EN IMPLANTES YUXTACRESTALES
O SUBCRESTALES. ENSAYO CLÍNICO
ALEATORIZADO CON 3 AÑOS DE SEGUIMIENTO”.**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

CRISTINA MARTÍN MUÑOZ

Director:

Prof. Dr. Miguel Gómez Polo

AGRADECIMIENTOS

A lo largo de mi vida académica he tenido la suerte de contar con grandes profesionales que me han guiado y acompañado hasta aquí. Desde quinto de carrera, el profesor Dr. Miguel Gómez Polo supo transmitirme las ganas por seguir formándome y lanzarme al mundo de la investigación y la docencia. Solo puedo agradecerle su paciencia, su profesionalidad y pasión, y sobre todo su apoyo no solo en lo académico, sino también a nivel personal durante todos estos años. Estoy segura de que nuestra relación no va a acabar con esta Tesis Doctoral.

En este camino tengo que agradecer el apoyo de mis amigas, esa preocupación y ánimo constante para que la “innombrable” pudiese llegar a su fin.

A Alberto, que ha sabido estar a mi lado y comprender y apoyar mi pasión por lo que hago. Por una vida juntos llena de momentos que nos hagan sentir orgullosos el uno del otro.

A mi familia, porque ya sabéis que sois lo más importante en mi vida. A mis abuelos, a los que sigo teniendo la suerte de disfrutar y a mi abuelo Eduardo que, aunque ya no está, sigue estando presente cada día. A mis tíos y primos, porque gracias a ellos tengo la gran suerte de tener esa relación tan cercana y profunda que todo el mundo desearía en una familia.

A mi hermano Eduardo. Gracias por tu bondad y cariño. Espero que ese sentimiento tan especial que tenemos no cambie nunca.

Y por último a mis padres. Siempre digo que soy lo que soy gracias a vosotros. Gracias por vuestro esfuerzo, apoyo constante y vuestro amor incondicional. Nada de esto habría sido posible si no hubiera tenido la suerte de teneros.

ÍNDICE

I. RESUMEN EN ESPAÑOL E INGLÉS	PÁG. 9
II. INTRODUCCIÓN	PÁG. 19
III. OBJETIVOS	PÁG. 35
IV. MATERIAL Y MÉTODO	PÁG. 41
V. RESULTADOS	PÁG. 57
VI. DISCUSIÓN	PÁG. 107
VII. CONCLUSIONES	PÁG. 123
VIII. BIBLIOGRAFÍA	PÁG. 127
IX. ANEXOS	PÁG. 149

I. RESUMEN EN ESPAÑOL E INGLÉS

“ANÁLISIS DE LA ESTABILIDAD PRIMARIA Y SECUNDARIA Y SU RELACIÓN CON LA PÉRDIDA ÓSEA EN IMPLANTES YUXTACRESTALES O SUBCRESTALES. ENSAYO CLÍNICO ALEATORIZADO CON 3 AÑOS DE SEGUIMIENTO”

INTRODUCCIÓN

La **estabilidad primaria** en los implantes se considera un prerequisite deseable para la obtención de la estabilidad **biológica** o **secundaria**, siendo esta el resultado de la formación de hueso nuevo en contacto con su superficie. Por otro lado, el mantenimiento del **hueso marginal periimplantario** en la posición más coronal posible, es un factor clave para el éxito a largo plazo, además de favorecer la estabilidad del entorno gingival.

OBJETIVOS

- 1.- Determinar el efecto de distintos parámetros relacionados con el implante, el paciente y el tipo de hueso en la **estabilidad primaria** y **secundaria** medida mediante el torque de inserción (IT) y el coeficiente de estabilidad del implante (ISQ primaria, ISQ secundaria); así como la interrelación entre ellos.
- 2.- Analizar la **pérdida ósea crestal (CBL)** y la **pérdida ósea marginal (MBL)** periimplantaria en implantes yuxtacrestales y subcrestales, desde el momento de colocación hasta finalizado el período de 3 años de seguimiento; así como determinar si las pérdidas ósea crestal y marginal están relacionadas con la estabilidad del implante- torque de inserción, ISQ primaria e ISQ secundaria- y con diferentes parámetros relacionados tanto con el implante como con el paciente: longitud, diámetro, tipo de hueso, localización y sexo.

METODOLOGÍA

En este estudio clínico longitudinal aleatorizado, se analizaron un total de 73 implantes MG InHex® (TiCare), que fueron colocados en 33 pacientes. Los implantes se agruparon de acuerdo a 6 variables independientes: longitud (10 y 11,5 mm), diámetro (3,75 y 4,25 mm), tipo de hueso (Clasificación de Leckholm y Zarb), localización (maxilar y mandíbula), sexo (hombre y mujer) y posición de colocación del implante (yuxtacrestal y subcrestal). Las variables dependientes fueron: ISQ primaria, ISQ secundaria (0 - 100), torque de inserción (5 - 50 Ncm) y pérdida ósea crestal y marginal (milímetros). En el momento de colocación de cada implante se registró el coeficiente de estabilidad primaria (Osstell TM Mentor; Osstell) y el torque de inserción, así como la radiografía periapical inicial (T-basal) mediante un paralelizador individualizado. Tras el período de osteointegración, se obtuvo la ISQ secundaria, se confeccionaron las prótesis implantosoportadas y se realizó una radiografía (T-0). Después, se realizaron revisiones con control radiográfico al año (T-1), dos años (T-2) y tres años tras cargar el implante (T-3).

Posteriormente, un mismo observador analizó todas las radiografías para medir la pérdida ósea crestal y marginal mediante el software RadiAnt DICOM Viewer 2020.1®. Se procedió finalmente a realizar el análisis estadístico de los datos utilizando test de T Student y Anova entre grupos distintos y medidas repetidas y su alternativa el test U de Mann-Whitney si no siguen distribución normal; coeficiente de correlación de Pearson; modelos de regresión lineal simple y para la fiabilidad intra-observador se utilizó el coeficiente de correlación de Pearson junto al test de contraste de diferencia.

RESULTADOS

Se registraron los datos de 73 implantes MG InHex® (TiCare). La estabilidad primaria y el torque fueron influidos por el diámetro (3,75 mm, ISQ 75.51, IT 25.70N/cm; 4,25 mm, ISQ 79.57, IT 35N/cm), el tipo de hueso (tipo 1+2, ISQ 80.24, IT 39.76N/cm; tipo 3, ISQ 76.53, IT 26.97N/cm; tipo 4, ISQ 74.36, IT 21.07N/cm) y la localización (MND, ISQ 79.30, IT 33.92N/cm; MX, ISQ 75, IT 25N/cm); todo con $p < .01$. Mientras que la estabilidad secundaria solo fue afectada por el diámetro (3,75 mm 77.40 ISQ vs 4,25 mm 80,87 ISQ) y la localización (MND 80,46 ISQ vs MX 77,14 ISQ). Se observó correlación ($p < .01$) entre IT e ISQ 1ª ($r = .613$), ISQ 1ª e ISQ 2ª ($r = .583$) y entre IT e ISQ 2ª aunque moderada ($r = .437$). Para la segunda parte, se incluyeron un total de 56 implantes. Con respecto a la pérdida ósea crestal total, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p > .05$) entre los implantes yuxtacrestales (-0,58 mm) o subcrestales (-0,52 mm). Se observó una correlación significativa negativa en los implantes en posición subcrestal entre la pérdida ósea crestal e ISQ primaria ($r = -0.51$), IT ($r = -0.31$) e ISQ secundaria ($r = -0.42$), todos con $p < .05$.

En cuanto a la pérdida ósea marginal total, se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p < .001$) entre los implantes subcrestales (+0,07 mm) y los yuxtacrestales (-0,58 mm). No se observó ninguna correlación de la pérdida ósea marginal y los parámetros referentes a la estabilidad del implante ni los relacionados con el paciente o el implante.

CONCLUSIONES

La estabilidad primaria y el torque de inserción se vieron influenciados por el tipo de hueso, la localización y el diámetro, pero no por la longitud del implante. La estabilidad secundaria por su parte, solo resultó afectada por el diámetro y la localización. Existe correlación estadística positiva alta entre ISQ primaria, tanto con el torque de inserción, como con ISQ secundaria. Por otro lado, la correlación entre el torque de inserción y el coeficiente de estabilidad secundaria también fue positiva pero con un efecto moderado.

Al comparar la **pérdida ósea crestal** en implantes yuxtacrestales versus subcrestales, en cada tiempo de medición, se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas en todos ellos. Al ver la evolución en cada grupo, se observa un patrón común hasta el primer año (T1) donde existe cierta pérdida, siendo a partir de ahí diferente. En los implantes subcrestales se

encuentra correlación estadística alta con ISQ primaria y moderada con ISQ secundaria e IT. Con respecto a los diferentes parámetros relacionados con el implante o el paciente no se observó relación.

La **pérdida ósea marginal**, mostró diferencias estadísticamente significativas entre las dos posiciones de colocación: subcrestales (+0,07 mm) y yuxtacrestales (-0,58 mm) tanto de manera general como en cada tiempo. En los implantes subcrestales, las diferencias entre los distintos tiempos no fueron estadísticamente significativas, excepto entre T-1 y T-2, donde el hueso aumenta (0,05 mm) de manera significativa. Por su parte en los yuxtacrestales, hay diferencias entre todos los tiempos mostrando una pérdida paulatina pero cada vez menor. No se encontró ninguna relación entre la pérdida ósea marginal y las variables que miden la estabilidad primaria y secundaria y los diferentes parámetros relacionados con el implante o el paciente.

“ANALYSIS OF PRIMARY AND SECONDARY STABILITY AND ITS RELATION TO BONE LOSS IN EQUICRESTAL OR SUBCRESTAL IMPLANTS. RANDOMISED CLINICAL TRIAL WITH 3 YEARS OF FOLLOW-UP”

INTRODUCTION

Primary stability in implants is considered a desirable prerequisite for obtaining biological or secondary stability, this being the result of the formation of new bone in contact with its surface. On the other hand, maintaining the peri-implant marginal bone in the most coronal possible position is a key factor for long-term success, as well as favouring the stability of the gingival environment.

OBJECTIVES

- 1.- To determine the effect of different parameters related to the implant, the patient and the type of bone on primary and secondary stability measured by means of the insertion torque (IT) and the coefficient of stability of the implant (primary ISQ, secondary ISQ); as well as the interrelationship between them.
- 2.- To analyze the crestal bone loss (CBL) and the peri-implant marginal bone loss (MBL) in equicrestal and subcrestal implants, from the moment of placement until the end of the 3-year follow-up period; as well as to determine if the crestal and marginal bone losses are related to the stability of the implant - insertion torque, primary ISQ and secondary ISQ - and to different parameters related to both the implant and the patient: length, diameter, type of bone, location and sex.

METHODOLOGY

In this randomised longitudinal clinical study, a total of 73 MG InHex® (TiCare) implants were analysed and placed in 33 patients. The implants were grouped according to 6 independent variables: length (10 and 11.5 mm), diameter (3.75 and 4.25 mm), bone type (Leckholm and Zarb classification), location (maxilla and mandible), sex (male and female) and implant placement position (equicrestal and subcrestal). The dependent variables were: primary ISQ and secondary ISQ (0 - 100), insertion torque (5 - 50 Ncm) and crestal (CBL) and marginal bone loss (MBL) (millimetres). At the time of placement of each implant, the primary ISQ (Osstell TM Mentor; Osstell) and insertion torque (ITV) were recorded, as well as the initial periapical radiography (T-basal) by means of an individualised positioner. After the osseointegration period, the secondary ISQ was obtained, the implant-borne prostheses were made and an X-ray (T-0) was taken. Afterwards, revisions with radiographic control were carried out at one year (T-1), two years (T-2) and three years after loading the implant (T-3). Subsequently, the same

observer analysed all radiographs to measure crestal and marginal bone loss using the RadiAnt DICOM Viewer 2020.1® software. Finally, the statistical analysis of the data was performed using T Student and Anova tests between different groups and repeated measurements and its alternative the Mann-Whitney U test if they do not follow normal distribution; Pearson correlation coefficient; simple linear regression models and for intra-observer reliability the Pearson correlation coefficient was used together with the difference contrast test.

RESULTS

Data were recorded for 73 MG InHex® (TiCare) implants. Primary stability and torque were influenced by diameter (3,75 mm, ISQ 75.51, IT 25.70N/cm; 4,25 mm, ISQ 79.57, IT 35N/cm), bone type (type 1+2, ISQ 80.24, IT 39.76N/cm; type 3, ISQ 76.53, IT 26.97N/cm; type 4, ISQ 74.36, IT 21.07N/cm) and location (MND, ISQ 79.30, IT 33.92N/cm; MX, ISQ 75, IT 25N/cm); all with $p < .01$. While secondary stability was only affected by diameter (3.75 mm 77.40 ISQ vs 4.25 mm 80.87 ISQ) and location (MND 80.46 ISQ vs MX 77.14 ISQ). Correlation ($p < .01$) was observed between IT and primary ISQ ($r = .613$), primary ISQ and secondary ISQ ($r = .583$) and between IT and Secondary ISQ although moderate ($r = .437$). For the second part, a total of 56 implants were included. With respect to total crestal bone loss (TCL), no statistically significant differences ($p > .05$) were found between equicrestal (-0.58 mm) or subcrestal (-0.52 mm) implants. A significant negative correlation was observed for implants in subcrestal position between CBL and primary ISQ ($r = -0.51$), IT ($r = -0.31$) and secondary ISQ ($r = -0.42$), all with $p < .05$.

Regarding total marginal bone loss (MBL), statistically significant differences ($p < .001$) were observed between subcrestal (+0.07 mm) and equicrestal (-0.58 mm) implants. No correlation of MBL and implant stability parameters was observed, neither those related to the patient or the implant.

CONCLUSIONS

Primary stability and IT were influenced by bone type, location and diameter, but not by the length of the implant. Secondary stability, on the other hand, was only affected by diameter and location. There is a high positive statistical correlation between primary ISQ, both with insertion torque, and with secondary ISQ. On the other hand, the correlation between insertion torque and the secondary stability coefficient was also positive but with a moderate effect.

When comparing **crestal bone loss** in equicrestal versus subcrestal implants at each measurement time, statistically significant differences were obtained in all of them. When looking at the evolution in each group, a common pattern is observed up to the first year (T1) where some loss exists, being different after that. In subcrestal implants there is a high statistical correlation with primary ISQ and moderate with secondary ISQ and IT. With respect to the different parameters related to the implant or the patient no relation was observed.

The **marginal bone loss** showed statistically significant differences between the two placement positions: subcrestal (+0.07 mm) and equicrestal (-0.58 mm) both in general and in each time. In subcrestal implants, the differences between the different times were not statistically significant, except between T-1 and T-2, where the bone increases (0.05 mm) significantly. On the contrary, in the equicrestal, there are differences between all the follow-up times showing a gradual but decreasing loss. No relationship was found between marginal bone loss and the variables that measure primary and secondary stability and the different parameters related to the implant or the patient.

II. INTRODUCCIÓN

Las prótesis sobre implantes dentales se han convertido en la actualidad en una opción rehabilitadora fiable y predecible, considerada el tratamiento de primera elección para la reposición de piezas dentarias. Desde la descripción del fenómeno de osteointegración por el Dr. Branemark, el diseño de los implantes ha sufrido una continua evolución, existiendo hoy en día un amplio abanico de diseños, alturas y diámetros para adecuarse a la disponibilidad ósea y características del diente a reponer, en las diferentes zonas de la cavidad oral^{1, 2}.

OSTEOINTEGRACIÓN

La **osteointegración** definida como la unión directa estructural y funcional entre el hueso vivo y la superficie del implante sometido a carga funcional, es un proceso dinámico que se prolonga en el tiempo tras la colocación del implante y que engloba la consecución de varios fenómenos. Se inicia con el anclaje mecánico del implante en el lecho óseo y se continúa con la posterior regeneración y remodelación ósea.

En condiciones ideales, habrá una serie de fenómenos celulares y moleculares que jugarán un papel fundamental en la estabilidad del implante en el lecho óseo³⁻⁷.

Como describió Brunski y cols en 1992, la osteointegración se puede dividir en tres fases⁵:

- 1.- Fase de cicatrización:** se produce la formación de un hematoma. Esta fase se caracteriza por la consecución de unos cambios circulatorios ocasionados por una cascada de productos químicos que funcionan como mediadores, actúan sobre vasos y atraen células de la sangre y de tejidos circundantes. Además, se producen cambios locales en el pH, oxígeno, factores de crecimiento y otras sustancias bioquímicas.
- 2.- Fase de remodelación:** mediante *regeneración*, entendiéndose como tal el reemplazo del tejido dañado por hueso y mediante *reparación*, que significa la sustitución en este caso por tejido mineralizado.
- 3.- Fase de equilibrio:** consiste en la maduración de la zona mediante *modelado* (cambio de la forma externa del hueso) y *remodelado*, a través del cual se produce un cambio interno intracortical. Todo esto nos llevará a la obtención de la forma y a la consolidación de la zona del implante⁵.

Sin embargo, cuando estas condiciones se ven alteradas como el caso de la existencia de micromovimientos debido a una falta de estabilidad mecánica, esta cascada puede alterarse generando tensiones que induzcan la destrucción de las nuevas células formadas en el gap, introduciéndose los osteoclastos en este espacio e iniciando la reabsorción ósea que puede llevar al fracaso del implante.

De este modo, parece confirmarse que la existencia de micromovimientos de entre 50 y 150 micrómetros puede influir negativamente en la osteointegración del implante y en la remodelación ósea, produciéndose la formación de tejido fibroso en la interfase hueso implante, induciendo la reabsorción ósea^{3,4,8}.

Además, existen una serie de factores biológicos que contribuyen al fracaso en la osteointegración. En la *pérdida primaria* del implante influyen el trauma quirúrgico y las condiciones anatómicas del hueso, mientras que en la *pérdida tardía* influyen la calidad ósea, el volumen y la sobrecarga. El impacto de estos factores en el fracaso del implante depende del diseño del mismo y de las características de su superficie, pudiendo ser alterado modificando la técnica quirúrgica. La pobre cantidad y sobre todo calidad ósea, parece ser el principal factor causante del fracaso en la osteointegración del implante cuando se lleva a cabo el protocolo estándar de carga. En este sentido, una adaptación de la técnica quirúrgica, el protocolo de carga o la selección del adecuado diseño y superficie del implante podrían mejorar su osteointegración^{9,10}.

ESTABILIDAD DEL IMPLANTE

La estabilidad del implante depende de su unión **mecánica** directa al hueso circundante durante la osteotomía. Este valor inicial es la **estabilidad primaria**, parámetro clínico relativo al micromovimiento que se considera un prerequisite deseable para la obtención de la **estabilidad biológica** o **estabilidad secundaria**, siendo esta el resultado de la formación de hueso nuevo en el área adyacente al implante.

La obtención de estabilidad primaria es un factor que favorece la consecución de la osteointegración. Hoy en día, este hecho cobra aun más importancia debido a la realización de protocolos de carga inmediata, muy demandados por los pacientes ya que reducen el tiempo del tratamiento y aumenta la comodidad del periodo de provisionalización, lo que reporta beneficios tanto estéticos como psicológicos^{2-4,7,11-21}.

A la vista de lo observado en la literatura, los factores que parecen tener más influencia en la **estabilidad primaria** son:

1. **Técnica quirúrgica empleada para insertar el implante.**
2. **Diseño del implante.**
3. **Cantidad y calidad del hueso receptor**^{1-4,7,14,16,17,22}.

1. En cuanto a la **técnica quirúrgica**, la realización de una cirugía atraumática es esencial para mantener la viabilidad celular, previniendo de ese modo la formación de tejido conectivo epitelial a lo largo de la interfase hueso-implante y promoviendo la cicatrización.

Se han desarrollado protocolos de fresado destinados a aumentar la estabilidad mecánica inicial. Estos se caracterizan o por la disminución del diámetro de la fresa final o por el uso de osteotomos para aumentar el torque de inserción y la cantidad de hueso en contacto con el implante. Aunque algunos estudios sugieren que este aumento de la estabilidad primaria puede ser beneficioso^{19,22-25}, se ha visto que una elevada presión durante la colocación del implante puede producir tensiones, microfracturas o compresión ósea generando necrosis e isquemia local del hueso. Todo esto puede llevar a un proceso errático de osteointegración e inducir una remodelación^{1,3,4,7,10,26,27}.

Por otro lado, hay que considerar que existe evidencia científica que concluye que, si bien una adecuada estabilidad primaria favorece el pronóstico para que se produzca el fenómeno de osteointegración, implantes con una disminución de la estabilidad primaria consiguen osteointegrarse, siempre y cuando se respete el proceso de cicatrización y los tiempos de carga⁷.

Por ello, incluso se han desarrollado nuevos protocolos de fresado que intentan dejar un espacio para el coágulo tras la colocación del implante orientados a mejorar la estabilidad secundaria, y no tanto la primaria, con el objetivo de generar una estabilidad primaria no muy alta pero suficiente para que la formación ósea alrededor del implante se produzca de manera exitosa²⁰. La estabilidad secundaria también se ve influida por la respuesta del hueso al trauma quirúrgico y por las características de la superficie del implante³.

2. El **diseño del implante** es un parámetro crítico para su estabilidad primaria.

Dentro de los múltiples parámetros que pueden influir en lo que al diseño del implante se refiere, cabe destacar la elección entre implantes cónicos o cilíndricos. Para ello debemos tener en cuenta factores como la calidad ósea, ya que los cónicos producen una mayor compactación del hueso a nivel apical. Esta compresión ósea produce un mayor torque de inserción, lo que aporta una mayor estabilidad primaria, algo que también puede ser desfavorable en huesos de mayor densidad^{10,28,29}.

Numerosos estudios muestran un mayor torque de inserción en implantes cónicos^{15, 22,30-36}. Sin embargo, los resultados no son unánimes al considerar las mediciones del ISQ, ya que algunos autores sí obtienen mayores valores en implantes cónicos^{19,22,28,31-33,35-39}, mientras que otros no muestran diferencias entre los dos diseños^{20,34,40-42}.

Otro de los detalles analizados es la influencia del diámetro en ambos diseños. Mientras algunos estudios indican que éste no influye en la estabilidad de implantes cónicos, sí lo hace en los cilíndricos, observándose también menos pérdida ósea a los 3 meses en cónicos que en cilíndricos^{31,32,34}. Por otro lado, el torque de inserción óptimo para obtener una adecuada estabilidad primaria según Staedt H y cols. sería diferente para ambos diseños, ya que observaron, que la estabilidad primaria máxima se obtenía con

un torque de 30 N/cm para los cilíndricos y de 40 N/cm para los cónicos, descendiendo drásticamente al superar estos valores³⁵.

Las *características de la superficie* del implante ha sido uno de los aspectos que más ha evolucionado, existiendo prácticamente tantos diseños como casas comerciales. Se ha visto que la rugosidad de la superficie influye positivamente en el proceso de cicatrización, promoviendo una respuesta celular favorable y su interacción con la superficie. Además, mejora la estabilidad primaria permitiendo una unión mecánica firme con el tejido circundante. Esta rugosidad puede conseguirse por medios de sustracción o de adición, siendo estos últimos los más utilizados. Dentro de ellos destacan el tratamiento por arenado, que promueve la osteogénesis periimplantaria aumentando la actividad metabólica de los osteoblastos; o el grabado ácido, que mejora el área de unión hueso–implante, especialmente en zonas de hueso de mala calidad^{3,20,43}.

3. La **calidad ósea** es otro de los factores relevantes para la osteointegración del implante. No está definido claramente en la literatura, ya que, a pesar de que algunos estudios hablan de calidad solo en términos de densidad ósea, existen otros factores a tener en cuenta. Aspectos estructurales como la microarquitectura, el espesor de la cortical, el grosor trabecular y el grado de mineralización ósea, influyen también la vascularización, el metabolismo óseo y el recambio celular^{9,16,21,40,44,45}. A pesar de ello, la **densidad ósea** ha sido considerada como un parámetro clave a tener en cuenta en la predictibilidad de la estabilidad primaria del implante. Dentro de la cavidad oral, el hueso con mayor densidad es el localizado en la zona anterior mandibular, seguido de la premaxila y la zona mandibular posterior, siendo el de menor densidad el situado en la zona maxilar posterior⁴⁶⁻⁴⁸.

En este sentido encontramos una considerable concordancia en los estudios que concluyen que, la estabilidad primaria parece estar influenciada en gran medida por la densidad ósea, por lo que su estimación preoperatoria puede permitir a los clínicos valorar la estabilidad primaria que podrán conseguir los implantes^{16,33,45,48-55}.

Dada su importancia se han descrito varios métodos preoperatorios para estimar el grado de densidad ósea:

1. **Medición histomorfométrica:** es el “gold standard”. Consiste en la toma de pequeñas biopsias óseas, para calcular el porcentaje de hueso esponjoso en el total del área biopsiada. Al ser un método invasivo solo resulta útil para la realización de estudios in vitro²¹.
2. **Medición mediante tomografía computarizada (TC) cuantitativa:** Consiste en la comparación de un objeto de densidad conocida con la zona a analizar en la misma radiografía. Se emplea para obtener la medición en unidades Hounsfield. A cada pixel se le asigna un valor de -1k a +1k siendo el 0 la densidad del agua, -40 tejidos

blandos como el músculo, -1000 aire y de +50 a +2500 hueso. Se ha comparado la TC cuantitativa con la Tomografía computarizada de haz de cono (CBCT) cuantitativa, ambas usando unidades Hounsfield, para medir la densidad ósea, viéndose una correlación significativa entre ambas técnicas. Sin embargo, en la CBCT existe una sobreestimación de la densidad, por lo que ese aspecto tendrá que ser tenido en cuenta por los clínicos. A la luz de lo revisado en la literatura, mediante este método que da detalles objetivos cuantitativos de la microarquitectura ósea, es posible predecir y cuantificar la estabilidad del implante y la calidad ósea realizando un CBCT previo^{18,44,45,49,53,56,57}.

3. *Dexa Scan*: Se ha empleado para analizar el riesgo de fractura ósea en estudios epidemiológicos.

4. *Resonancia magnética*: Se emplea en casos en los que la radiación ionizante está contraindicada. Sin embargo, no existen publicaciones que validen esta técnica para la medición de la densidad ósea.

5. *Clasificación de Lekholm y Zarb (1985)*: Basada en el análisis radiográfico previo mediante ortopantomografía. A eso se le suma la percepción táctil del clínico durante la colocación del implante. Es un método empleado en todo el mundo debido a su fácil uso. Se clasifica en cuatro grupos de 1 a 4 dependiendo de la morfología ósea y la distribución de la cortical y el hueso trabecular, donde 1 sería el hueso más denso y 4 el más poroso. Numerosos estudios avalan el uso de este método subjetivo ya que se ha observado que existe una correlación positiva con otros métodos objetivos como el CBCT, así como una influencia mínima de la percepción táctil del operador^{9,44,48,58-60}.

Sumado a lo anterior, en la literatura se han descrito múltiples factores que pueden influir en la estabilidad primaria y secundaria de un implante tales como la localización del mismo, su diámetro y longitud y otras variables referentes al paciente como el sexo, la edad, el estado de salud a nivel sistémico, el consumo de tabaco o alcohol, la higiene oral, los antecedentes previos de enfermedad periodontal, el número de implantes y hábitos parafuncionales como el bruxismo encontrándose resultados diversos⁶¹.

- ***Localización del implante*:** en diversos estudios se ha observado una influencia de este parámetro siendo mayor en mandíbula que en maxilar^{23,31,49,55,59,61-69,71,79}.
- ***Diámetro*:** Se observa influencia positiva en la mayoría de los estudios revisados. Mientras que Ostman PO y cols²³ solo ven variaciones en el RFA, Bilhan H y cols²² lo relacionan con el torque de inserción^{14,22,23,31,45,49,61,63-67,69,72}.

Por otro lado, estudios como el de Guler AU y cols no muestran una relación del diámetro con la estabilidad primaria^{14,40,42,67,70,72,135,144,146}.

- **Longitud:** parece ser un parámetro de menor influencia en la estabilidad del implante dentro de longitudes “estándar”, como indican Gómez-Polo M y cols.¹⁴ Simunek A y cols.⁶⁴ y Guler AU y cols.⁶⁷; aunque Degidi M y cols.¹¹ señala una correlación positiva de la longitud y el ISQ siendo débil con el torque de inserción^{14,22,37,39,40,45,55,64,65,67,69,70,72,73}.

A este respecto, se ha observado también una evolución en las longitudes de los implantes ya que los implantes con longitudes muy largas han quedado indicados en situaciones muy concretas y el concepto de implante corto ha pasado de ser empleado para implantes de 10 mm a implantes de 6 o hasta 4 mm.

- **Sexo:** a pesar de ser una variable que aparece en menos estudios que otras, existen trabajos en los que sí se observan diferencias en la estabilidad primaria entre ambos grupos, siendo la mayoría favorables a los hombres. Este resultado podría estar relacionado con las características de la masa ósea en hombres y a peculiaridades hormonales que pueden condicionar las características óseas en mujeres^{23,31,40,49,67}.

Métodos para evaluar la estabilidad del implante

Existen varios métodos empleados para evaluar la estabilidad primaria del implante:

1. **PERIOTEST®:** Se desarrolló para medir la amortiguación de los dientes naturales y posteriormente se planteó su uso para evaluar la estabilidad primaria de los implantes. El sistema está compuesto por una varilla metálica colocada en una pieza de mano electromagnéticamente controlada, que golpea el implante. El dispositivo recibe las señales producidas por los toques, transformándolas en valores Periotest® según el tiempo de contacto de la varilla con el implante. Se considera un valor de -8 una integración rígida del implante en el hueso y de +50 inexistencia de integración^{3,13,30,74}.
2. **ANÁLISIS DE FRECUENCIA DE RESONANCIA:** Meredith y cols.¹⁷ introdujeron este método en 1996. Se basa en la estimulación del implante mediante frecuencias sonoras (110–10000 Hz) que se transmiten a un transductor con un imán en la parte superior (Smartpeg®) previamente atornillado al implante (4-5 N/cm). Con esta radiofrecuencia, el Smartpeg® vibra libremente y el imán induce un voltaje eléctrico en la sonda que recoge la señal midiendo la frecuencia de resonancia. La sonda magnética se coloca perpendicular al Smartpeg® a 3 mm del mismo y se hacen dos mediciones, una en sentido medio-distal y otra en sentido vestíbulo-lingual, asignándose como valor final la media aritmética de ambas. Esta técnica da información sobre el coeficiente de estabilidad del implante (Implant Stability Quotient: ISQ) en una escala de 1 a 100. ISQ es una descripción numérica de la estabilidad del implante determinada por el dispositivo *Osstell Integration Diagnostics®*. Sin embargo, los valores obtenidos no están directamente relacionados con ningún parámetro físico específico. Existen varios dispositivos comercializados de análisis de frecuencia de resonancia: por un

lado OsstellTM con cable y OsstellTM mentor inalámbrico. Ambos convierten los valores de análisis de frecuencia de resonancia en valores ISQ. OsstellTM mentor usa la detección de frecuencias magnéticas entre el transductor (Smartpeg®) y el analizador de frecuencia de resonancia. Más recientemente se ha comercializado el dispositivo Penguin RFA® que tras ser analizado en varias publicaciones ha mostrado una fiabilidad y reproducibilidad similar al Osstell.

También se han analizado diversos factores que podrían influir en la medición del ISQ y en los valores obtenidos tales como la distancia del transductor al margen óseo, el torque de atornillado del transductor, el contacto con los tejidos blandos, así como otros relativos a la cantidad de contacto entre hueso e implante y la longitud del mismo.

Sin embargo, no existen valores de ISQ en la literatura que indiquen el grado de osteointegración ni el éxito o fracaso a largo plazo. Por lo que se recomienda no analizarlo de manera aislada si no en conjunto con otras técnicas complementarias^{13,14,17,21,30-33,54,55,74-77}.

3. ANÁLISIS DE TORQUE DE INSERCIÓN: El torque propiamente dicho durante el fresado del lecho implantario, mide la energía requerida para cortar hueso durante la cirugía del implante mediante un motor eléctrico. Por su parte, el torque de inserción analiza esa misma energía pero referida a la que precisa el implante para introducirse en el lecho preparado previamente durante el fresado. Este parámetro tiene una asociación con la *densidad ósea* que influye en la estabilidad primaria. La desventaja del torque de inserción es que puede medirse una única vez en el momento de colocación del implante, mientras que técnicas como el análisis de frecuencia de resonancia son útiles para monitorizar las variaciones de la estabilidad durante las distintas fases del tratamiento. En cualquier caso, ambas mediciones son objetivas y complementarias ya que cada una de ellas nos aporta información diferente. En lo relativo al hueso, el torque de inserción se relaciona más con la cantidad de hueso cortical y el coeficiente de estabilidad del implante con el hueso esponjoso. Por otro lado, en lo referente a la estabilidad, el torque de inserción es útil para obtener información sobre la estabilidad rotacional del implante y el ISQ sobre la estabilidad axial del mismo en diferentes posiciones^{12,14,17,21,31,42,48,68,77}.

Pérdida ósea periimplantaria

El mantenimiento del hueso marginal periimplantario en la posición más coronal posible es un factor clave para el éxito a largo plazo de cualquier tratamiento sobre implantes, además de un requisito fundamental para el mantenimiento estable del entorno gingival a largo plazo, considerándose de especial importancia en la zona estética anterior⁷⁸⁻⁸⁰. Por ello es importante minimizar aquellos factores que puedan ocasionar pérdida ósea.

Se debe diferenciar la pérdida ósea entre la producida durante el primer año y la que se observa a partir del mismo. Clásicamente, se ha considerado que durante el primer año se

produce la mayor cantidad de pérdida ósea debido a la remodelación durante la fase de adaptación, mientras que posteriormente el nivel óseo marginal se mantiene más estable⁸¹⁻⁸⁷.

Tradicionalmente según autores como Albrektsson y cols.⁸⁸ en 1986 y Adell y cols.⁸⁹ en 1981 una pérdida ósea periimplantaria durante el primer año de 1,5 mm o 1,2 mm seguida de una pérdida anual de 0,2 mm o 0,1 mm respectivamente, se consideraban criterios de éxito del implante. Sin embargo, estos valores deben ser redefinidos ya que no se consideran aceptables hoy en día debido a la evolución de las superficies y diseños de los implantes actuales, así como a las numerosas técnicas existentes enfocadas a mejorar el mantenimiento del hueso marginal. Por ello, revisiones como la de Laurell y cols.⁷⁸ muestran valores mucho menores de pérdida ósea en los implantes modernos^{78,88,89}.

Esta pérdida ósea es de origen multifactorial, pudiendo destacar entre los siguientes parámetros que juegan un rol importante en el mantenimiento del hueso marginal periimplantario los siguientes^{61,79,81,86,90}:

1. Cirugía traumática.
2. Cargas excesivas.
3. La localización, forma y tamaño del microgap implante-pilar y su contaminación bacteriana: Teoría del cambio de plataforma. (*Platform switching*).
4. Anchura biológica y tejido blando periimplantario.
5. Parámetros clínicos periimplantarios.
6. Micromovimientos entre implante y prótesis.
7. Repetitivas conexiones – desconexiones.
8. Diseño del implante en la zona cervical.
9. Diseño del pilar.
10. Proceso infeccioso.
11. Factores del huésped.
12. Profundidad de inserción del implante.
13. Errores clínicos.

1. **Cirugía traumática:** Los efectos negativos derivados del trauma quirúrgico pueden ser minimizados adaptando el protocolo de tratamiento, ya que no se debe sobreestresar el hueso durante la cirugía por las consecuencias nocivas que puede tener sobre el mismo. Los esfuerzos deberían ir encaminados a optimizar un protocolo de fresado que genere estabilidad en el hueso trabecular en lugar de solamente comprimir la cortical. De hecho, se ha observado una mayor pérdida ósea y recesión gingival en implantes colocados con un torque de inserción mayor de 50 Ncm, siendo más evidente en los colocados a nivel mandibular^{7,90-92,130}.
2. **Cargas excesivas:** Protocolos de carga inadecuados o un mal ajuste oclusal pueden desencadenar en una pérdida ósea excesiva⁹¹.
3. **Teoría del cambio de plataforma (*Platform Switching*):** Ericsson y cols. observaron que como mecanismo de protección biológica contra la colonización bacteriana de la zona de unión implante - pilar, se producía una pérdida ósea periimplantaria de 1 mm en sentido vertical y horizontal para generar un espesor de tejido libre de infiltrado inflamatorio que protegiese el margen óseo⁹³.

Fueron Lazzara y cols. en 2006 los que introdujeron el concepto *Platform Switching* tras el hallazgo casual del mantenimiento óseo observado en implantes de mayor diámetro en los que se colocaron pilares de diámetro estándar ya que no existían pilares coincidentes en ese momento⁹⁴.

Este concepto requiere que el microgap existente entre implante y pilar se sitúe lejos del hombro del implante, desplazándolo en sentido horizontal hacia el eje axial del mismo para aumentar la distancia entre el microgap y el hueso marginal⁷⁹.

Los beneficios de esta técnica se pueden explicar desde varios puntos de vista:

- Teoría biomecánica: cambiar la zona de concentración del estrés a una alejada de la interfase hueso cresta-implante y dirigir las fuerzas oclusales a lo largo del eje axial del mismo.
- Restablecimiento de la anchura biológica: al aumentar el ancho en sentido horizontal se produce una menor pérdida vertical como consecuencia de este restablecimiento.
- Infiltrado de células inflamatorias en la unión implante – pilar: al alejarlo del hueso marginal se puede reducir esa contaminación que genera reabsorción ósea⁸⁶.

La mayoría de los estudios concluyen en que existe una menor pérdida ósea en implantes con cambio de plataforma^{80,85,86,94,95}, si bien también existen otros que no observan diferencias significativas^{85,96-98}.

4. Anchura biológica y tejido blando periimplantario: El término clínico anchura biológica hace referencia a las dimensiones de los tejidos blandos periodontales y periimplantarios tales como surco gingival, epitelio y conectivo supracrestal. Según Tarnow, el hueso de la cavidad oral está cubierto de periostio, tejido conectivo y tejido epitelial, pudiendo variar de grosor entre pacientes, biotipos gingivales y la colocación de diferentes tipos de implantes^{79,99-101}.

De acuerdo con las mediciones realizadas por Gargiulo y cols. la anchura biológica es de 2,04 mm, de los cuales 0,97 mm pertenecen a epitelio de unión y 1,07 mm a tejido conectivo¹⁰². Se producirá por tanto una remodelación ósea hasta que se haya creado y estabilizado la anchura biológica^{79,81,103}.

Este remodelado no solo progresa en sentido vertical, si no también en sentido horizontal entre 1 – 1,5 mm. Esta es la razón de mantener un mínimo de 3 mm entre dos implantes y escoger un cambio de plataforma para mantener estable el hueso periimplantario. Igualmente importante, es la distancia entre implante y diente, así como la distancia de la cresta ósea de la papila y el punto de contacto, ya que solo se obtendrán resultados estéticos óptimos si se cumplen todos estos requisitos^{79,99-101}.

El grosor del tejido blando en sentido vertical, es por tanto clave para mantener estable el nivel óseo, ya que si es menor de 2 mm se va a producir esa remodelación para restablecer la anchura biológica. En este sentido, la posición a la que se deberá colocar el implante tendrá que ser analizada en función del grosor del tejido blando teniendo en cuenta la remodelación que tendrá lugar^{83,103,104,162}.

5. Parámetros clínicos periimplantarios tales como el índice de placa y sangrado o profundidad de sondaje muestran una pobre sensibilidad y baja especificidad, sin que permitan predecir la existencia de un defecto óseo. Por ello, según distintos estudios, la medición de las bolsas periodontales o el sangrado están sobrevaloradas en cuanto al riesgo de un futuro fallo del implante¹⁰⁵⁻¹⁰⁷.

6. Micromovimientos entre implante y prótesis que puedan facilitar la colonización bacteriana del microgap y favorecer las tensiones generadas en el hueso marginal. En ese aspecto, el tipo de conexión del implante influye de manera directa produciéndose un mayor rango de micromovimientos en implantes de conexión externa y menor en aquellos con conexión interna cónica^{84,108,109}.

7. Conexión – Desconexión: Se ha analizado la influencia de las repetidas conexiones desconexiones del pilar al implante en el mantenimiento del hueso marginal. Mientras que algunos estudios revelan una influencia de este factor, otros como Praça y cols. no encuentran diferencias significativas entre dejar el pilar definitivo en el momento de la cirugía y realizar en este caso tres desconexiones del pilar¹¹⁰.

8. Diseño del implante en la zona cervical. En los diseños iniciales existía un cuello pulido en la zona cervical del implante, que si se colocaba bajo el hueso generaba una reabsorción hasta la zona rugosa. Sin embargo, con el paso del tiempo se han ido introduciendo implantes con superficies microrrugosas y con microespiras en toda su longitud. Según Niu y cols.¹¹¹ las microespiras en el cuello pueden reducir de manera significativa la pérdida ósea marginal, pero debido al bajo número de RCTs incluidos en dicha revisión sistemática y metaanálisis, no se pueden obtener conclusiones definitivas^{79,85,111}.

9. Diseño del pilar: La formación de un tejido conectivo estable alrededor del pilar puede prevenir la migración del tejido epitelial, protegiendo en última instancia el hueso peiimplantario. Por ello se deben reducir el número de eventos traumáticos quirúrgicos y extremar el control de placa. En los estudios llevados a cabo por Galindo-Moreno y cols., la altura del pilar protésico juega un papel fundamental en el mantenimiento del hueso marginal, observándose una pérdida menor en implantes con pilares de más de 2 mm de altura que en los de menos de 2 mm^{84,98}.

10. Proceso infeccioso: Según la revisión de Doornewaard y cols. en 2018 en la que analiza las conclusiones de varios Workshops europeos de periodoncia, se define por un lado mucositis periimplantaria como una inflamación reversible de los tejidos blandos periimplantarios sin signos de pérdida ósea. Por otro lado, el grupo de Lindhe y Meyle definen **periimplantitis** como la inflamación de los tejidos blandos combinada con pérdida ósea periimplantaria que va más allá de la fase fisiológica de adaptación que se produce por la adaptación de la anchura biológica durante la cicatrización inicial. Además, la supuración es un signo inequívoco de inflamación que puede indicar pérdida ósea¹⁰⁷.

Según Lang y cols. en 2011 hay consenso en que es necesario tomar una radiografía basal para analizar los cambios óseos¹¹².

En cuanto a lo encontrado en la literatura, el problema radica en la variedad de criterios empleados y en los diferentes límites de pérdida ósea que se consideran en cada uno de ellos, así como en la gran variedad de definiciones de periimplantitis¹⁰⁷. Según De Bruyn y cols.⁸¹ y Albrektsoon y cols.⁹¹ si definimos periimplantitis como una infección con supuración asociada con una significativa pérdida ósea progresiva, la enfermedad tiene una incidencia de menos del 5% tras 10 años según estudios longitudinales de implantes modernos^{81,91,105}.

11. Factores del huésped: Pacientes con un alto consumo de medicamentos, tabaco, bruxismo, alteraciones genéticas, problemas periodontales previos en los que alteraciones inmunológicas o genéticas pueden ser las responsables, pacientes irradiados o injertados, pueden generar pérdida ósea^{91,105}.

12. Profundidad de inserción del implante: En numerosos estudios se ha analizado la relación entre la posición del implante con respecto a la cresta, y la pérdida ósea marginal, así como su influencia en la estabilidad de los tejidos blandos, siendo ambos factores cruciales para garantizar el éxito del tratamiento. Para saber si la posición supracrestal, yuxtacrestal o subcrestal influye en la pérdida ósea, debemos primero diferenciar los implantes en dos fases o “Tissue Level”, que presentan el cuello pulido, de los implantes en una fase o “Bone Level”, que tienen superficie rugosa en toda la longitud. Según la revisión sistemática y metaanálisis de Saleh y cols. de 2018, los implantes en una fase o Tissue Level se deben colocar preferiblemente en posición yuxtacrestal, ya que introducir la zona pulida en el hueso, generará mayor reabsorción ósea. Entre las ventajas de estos implantes colocados a nivel de la cresta, está un mejor acceso a la higiene de la zona de unión implante-pilar, alejándola además de la cresta ósea. Por el contrario, ese collar metálico puede ser perjudicial para la estética en el sector anterior¹¹³. Esta información coincide con lo descrito por Schwarz y cols., que encuentran una mayor pérdida ósea cuando el cuello pulido se coloca en posición subcrestal¹¹⁴. Si nos referimos a los implantes en dos fases o Bone Level, no existe un consenso en la literatura en cuanto a la posición a la que deben ser colocados para disminuir la pérdida ósea marginal. Mientras que estudios como los de Kim y cols.¹¹⁵, Schwarz y cols.¹¹⁶ o Pellicer-Chover y cols.¹¹⁷ muestran mayor pérdida crestal en implantes subcrestales, muchos otros encuentran una menor pérdida ósea crestal cuando se colocan en esa posición, consiguiendo incluso mantener el nivel óseo por encima de la plataforma como explica Degidi y cols.¹¹⁸.

13. Errores clínicos: como los relacionados con la colocación del implante, un mal diseño protésico, o con la existencia de restos de cemento en el surco periimplantario que desencadenen una reacción a cuerpo extraño⁹¹.

Métodos para evaluar la pérdida ósea marginal

1. *Exploración directa mediante realización de cirugía a colgajo:* solo se puede realizar en el momento de la cirugía, ya que en el resto de fases se considera un tratamiento invasivo debido a que hay que levantar un colgajo para poder visualizar directamente el hueso periimplantario.
2. *CBC:* método no invasivo que evalúa la pérdida ósea a lo largo de toda la circunferencia del implante, pero con el inconveniente de la mayor radiación recibida.
3. *Radiografías intraorales periapicales:* Son el método de elección para evaluar la pérdida ósea. Se consideran un sistema preciso comparándolo con el análisis directo intraoperatorio, y se ha observado que ambos sistemas están correlacionados permitiendo determinar las variaciones en el hueso marginal. Además, el uso de radiografías digitales mejora la capacidad de estandarizar y poder comparar imágenes. Aunque tiene la limitación de que el defecto real es acentuado y que

la imagen es una proyección en dos dimensiones del hueso circunferencial, es el método de preferencia.

Para poder garantizar la correcta evaluación de la pérdida ósea, es clave la posición de la radiografía, los ajustes de luz, individualizar el paralelizador para estandarizar la toma de radiografías y determinar previamente los valores de radiación. Hay que tener en cuenta que existen diversos factores que influyen en la variabilidad del observador como son la calidad de la radiografía o el grado de pérdida ósea. Además, se ha visto que existe un mayor sesgo interobservador que intraobservador^{81,109,119-122}.

Numerosos estudios han analizado la correlación entre la **estabilidad del implante** y la pérdida ósea marginal, buscando la posibilidad de predecir o detectar el fallo de este. Sin embargo, no existe consenso al respecto en la literatura, y aunque algunos estudios sí encuentran una relación, la mayoría de los revisados indican que el análisis de frecuencia de resonancia no debe usarse como único método diagnóstico^{64,87,123-125}.

III. OBJETIVOS

OBJETIVOS GENERALES

1. Determinar el efecto de distintos parámetros relacionados con el implante, el paciente y el tipo de hueso en la **estabilidad primaria y secundaria**; así como la interrelación entre ambas.
2. Analizar la **pérdida ósea crestal** y la **pérdida ósea marginal** periimplantaria en implantes yuxtacrestales versus subcrestales a lo largo de los 3 años de seguimiento.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Estabilidad del implante

1. Determinar el efecto de la longitud del implante, el diámetro, el tipo de hueso, la localización y el sexo en la **estabilidad primaria y secundaria** medida mediante el torque de inserción (IT) y el coeficiente de estabilidad del implante (ISQ primaria, ISQ secundaria).
2. Analizar la existencia de correlación entre el torque de inserción y el coeficiente de estabilidad primaria del implante.
3. Estudiar la existencia de correlación entre el coeficiente de estabilidad primaria y secundaria del implante.
4. Analizar la existencia de correlación entre el torque de inserción y el coeficiente de estabilidad secundaria.
5. Analizar la interrelación de todos los parámetros de medición de la estabilidad del implante entre sí: coeficiente de estabilidad primaria, secundaria y torque de inserción.

Pérdida ósea crestal

6. Valorar si la **pérdida ósea crestal** varía en función de la posición del implante, *yuxtacrestal* o *subcrestal*, desde el momento de colocación hasta finalizado el período de 3 años de seguimiento.
7. Determinar si la pérdida ósea crestal está relacionada con la estabilidad del implante: torque de inserción, ISQ primaria e ISQ secundaria.
8. Determinar si la pérdida ósea crestal está relacionada con diferentes parámetros relacionados con el implante o el paciente: longitud, diámetro, tipo de hueso, localización y sexo.

Pérdida ósea marginal o periimplantaria

9. Valorar si la **pérdida ósea marginal** varía en función de la posición del implante, *yuxtacrestal o subcrestal*, desde el momento de colocación hasta finalizado el período de 3 años de seguimiento.
10. Determinar si la pérdida ósea marginal está relacionada con la estabilidad del implante: torque de inserción, ISQ primaria e ISQ secundaria.
11. Determinar si la pérdida ósea marginal está relacionada con diferentes parámetros relacionados con el implante o el paciente: longitud, diámetro, tipo de hueso, localización y sexo.

HIPÓTESIS

Hipótesis nula

- No existe una influencia en el coeficiente de estabilidad primaria, secundaria y torque de inserción de las variables longitud del implante, diámetro, tipo de hueso, localización y sexo.
- No existe una correlación estadísticamente significativa entre ISQ primaria y torque de inserción.
- No existe una correlación estadísticamente significativa entre ISQ primaria e ISQ secundaria.
- No existe una correlación estadísticamente significativa entre torque de inserción y coeficiente de estabilidad secundaria.
- No existe una interrelación de los tres parámetros de medición de la estabilidad entre sí: coeficiente de estabilidad primaria, secundaria y torque de inserción.
- La **pérdida ósea crestal** no varía en función de la posición del implante (*yuxtacrestal o subcrestal*), desde el momento de la colocación hasta finalizar el período de 3 años de seguimiento.
- No existe relación entre la pérdida ósea crestal y la estabilidad del implante: torque de inserción, ISQ primaria e ISQ secundaria.
- No existe relación entre la pérdida ósea crestal y los diferentes parámetros relacionados con el implante o el paciente: longitud, diámetro, tipo de hueso, localización y sexo.

- La **pérdida ósea marginal** no varía en función de la posición del implante (yuxtacrestal o subcrestal), desde el momento de la colocación hasta finalizar el período de 3 años de seguimiento.
- No existe relación entre la pérdida ósea marginal y la estabilidad del implante: torque de inserción, ISQ primaria e ISQ secundaria.
- No existe relación entre la pérdida ósea marginal y los diferentes parámetros relacionados con el implante o el paciente: longitud, diámetro, tipo de hueso, localización y sexo.

IV. MATERIAL Y MÉTODO

METODOLOGÍA

MUESTRA

Se seleccionó a pacientes que acudieron a la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid para la colocación de implantes y su posterior rehabilitación mediante coronas implantosoportadas unitarias y que cumplieran los criterios de inclusión. Para el cálculo del tamaño muestral, al no existir una variable principal, si no que en el estudio se recogen múltiples variables de interés, no se pudo realizar un cálculo estadístico previo. Por ello, se basó esa decisión en estudios previos que presentaran una metodología y período de seguimiento similar^{151,168}. Con toda esta información y considerando las dificultades a la hora de realizar un estudio clínico de estas características, se colocaron un total de 80 implantes. Para la primera parte del estudio se contó finalmente con 73 implantes, y para la segunda parte en la que se realizó la medición de la pérdida ósea se analizaron 56 implantes. Esto fue debido por un lado a la imposibilidad de realizar el seguimiento completo de 3 años y por otro lado al no cumplimiento de alguno de los criterios de inclusión requeridos.

A todos los pacientes se les explicó el procedimiento de manera verbal y escrita mediante un consentimiento informado. Dicho consentimiento, así como la metodología empleada en el estudio, fue previamente aprobado por el Comité Ético del Hospital San Carlos de Madrid (Código Interno: 15/205-P). *Anexo 1*.

Criterios de inclusión

1. Buena salud a nivel sistémico, sin enfermedades que contraindiquen la realización de una cirugía.
2. Cantidad suficiente de hueso alveolar para la colocación de un implante de una longitud mínima de 10 mm y diámetro mínimo de 3,75 mm.
3. Ausencia dentaria susceptible de ser rehabilitada con coronas unitarias.
4. Hueso maduro (transcurridos un mínimo de 6 meses tras la extracción).

Criterios de exclusión

1. Alergias a alguno de los materiales empleado durante el tratamiento.
2. Alteraciones metabólicas.
3. Mujeres embarazadas.

4. Pacientes en tratamiento con radioterapia o quimioterapia.

5. Necesidad de realizar técnicas regenerativas

Para la selección de los pacientes y la comprobación de que cumplían los criterios de inclusión, se llevaron a cabo:

- Examen clínico: anamnesis y exploración intraoral.
- Examen radiográfico: consta de radiografías periapicales, ortopantomografía y, en casos en que hubiera una disponibilidad ósea más comprometida, tomografía axial computarizada de haz de cono (CBCT).

CLASIFICACIÓN TIPO DE HUESO

Basándonos en la metodología utilizada en estudios previos^{34,40,46} el mismo cirujano experimentado que colocó todos los implantes del presente estudio, registró el tipo de hueso en la zona de colocación de la fijación según la clasificación propuesta por Lekholm y Zarb en 1985. Esta se basa en el examen de las radiografías periapicales y panorámicas sumado a la percepción táctil durante el fresado del lecho implantario, pudiéndose dividir en cuatro tipos de hueso (Fig. 1 y 2).

1. **Tipo 1:** casi la totalidad del volumen óseo está compuesto por hueso cortical.
2. **Tipo 2:** Una gruesa capa de hueso compacto rodeado un núcleo de trabécula densa.
3. **Tipo 3:** Una fina capa de hueso cortical rodea un corazón de hueso trabecular.
4. **Tipo 4:** Una fina capa de hueso cortical rodea un núcleo de hueso trabecular de baja densidad.

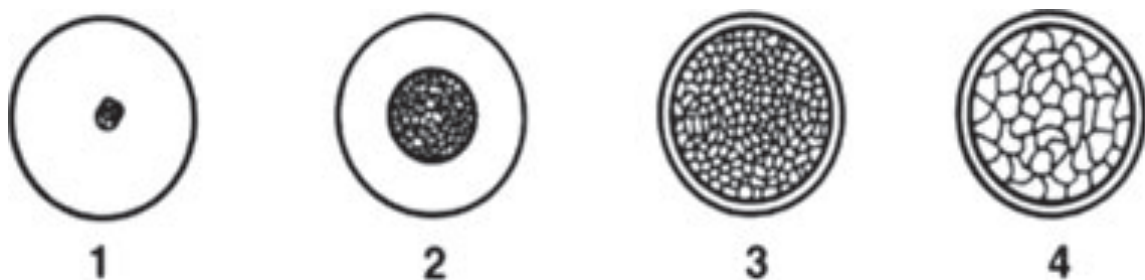


Figura 1. Esquema de la clasificación ósea según Lekholm y Zarb (1985)⁴⁰.

PROCEDIMIENTO QUIRÚRGICO

Los implantes colocados en todos los pacientes fueron MG InHex® (TiCare). Se seleccionaron los dos diámetros y dos longitudes intermedias, dentro del rango ofrecido por la casa comercial, y empleadas más frecuentemente, para que se pudiesen adaptar a la mayoría de los pacientes. En cuanto al diámetro, se colocaron implantes de 3,75 mm y de 4,25 mm, y con respecto a la longitud se seleccionaron los de 10 mm y 11,5 mm.

Este implante presenta un diseño tronco-cónico con microespiras en la zona coronal que se convierten en espiras al pasar a la parte central. La zona apical tiene un diseño autorroscante. Su superficie tratada (RBM) se obtiene impactando de forma controlada a altas presiones partículas de material reabsorbible, obteniendo una superficie texturizada sin alterar la compatibilidad del implante. Presenta una doble conexión interna con Cono Morse y cambio de plataforma, presentando esta un bisel de 45 grados (Fig. 2).



Figura 2. Implante Mozo-Grau InHex®.

Se diferenciaron dos grupos con respecto a la posición ósea de colocación del implante: uno para la posición Yuxtacrestal (cuando el implante se coloca a nivel de la plataforma) y otro para la posición Subcrestal (en la que el implante queda por debajo de la cresta ósea). Para seleccionar la posición ósea a la que se colocó cada implante, se utilizó el sistema OxMaR (Oxford Minimization and Randomization), software de código abierto y gratuito, que permite realizar aleatorización simple y asignación adaptativa mediante minimización, permitiendo el equilibrio entre grupos. En la siguiente figura, se observa gráficamente la diferencia entre las dos posiciones de colocación del implante.

Para el procedimiento quirúrgico de colocación del implante se comenzó con la infiltración local de anestesia con Articaína hidrocloreuro 40mg, con epinefrina 1:100.000 (Xilonibsa®). Tras la realización de una incisión crestal, se procedió al despegamiento mucoperióstico del colgajo (Fig. 3-6).

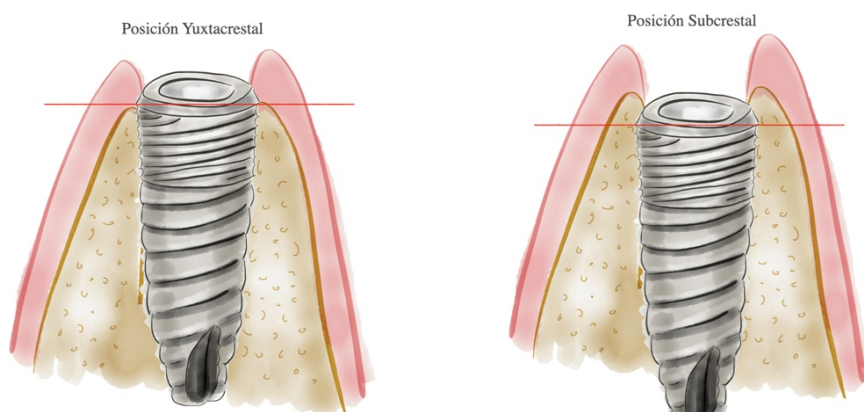
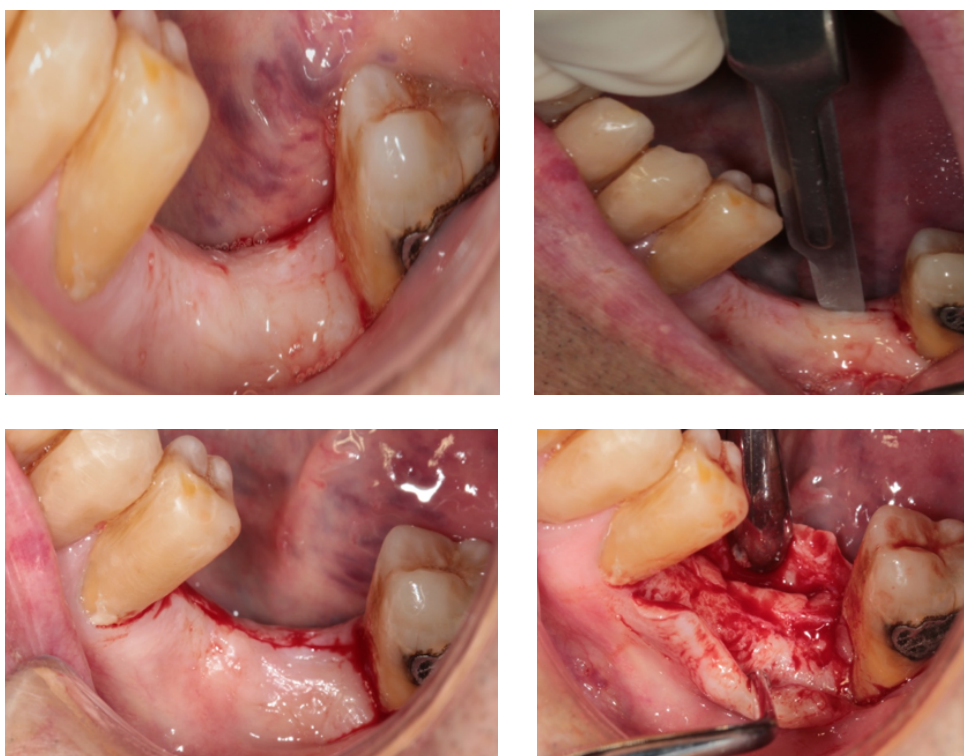
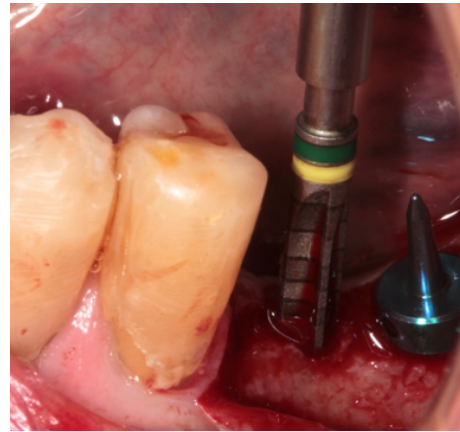
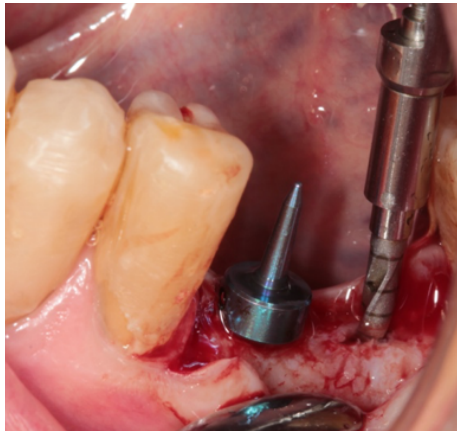


Figura 3. Ilustración de la posición yuxtacrestal y subcrestal del implante.



Figuras 4, 5, 6 y 7. Las imágenes muestran la realización de la incisión crestal y el despegamiento mucoperióstico del colgajo.

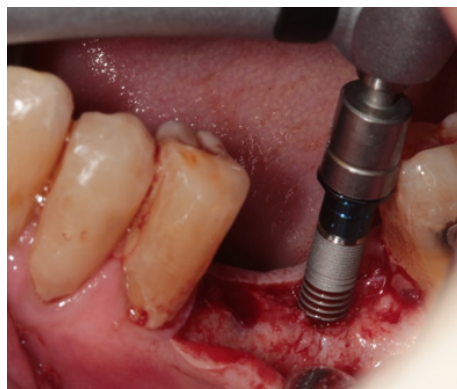
Todos los implantes fueron colocados por el mismo cirujano experimentado siguiendo estrictamente el protocolo de fresado recomendado por el fabricante. De este protocolo cabe señalar que la última fresa es de un diámetro ligeramente inferior al del implante a colocar, promoviendo una mejor estabilidad primaria del implante. Para la colocación de un implante de 4,25 mm se utiliza una fresa final de 3,8 mm y para el de 3,75 mm de 3,3 mm. Se empleó un micromotor quirúrgico Bien-Air Dental® (Bienne, Suiza) a 1200 rpm para el fresado del lecho implantario con irrigación externa. El implante fue colocado a una velocidad de 30 rpm sin irrigación (Fig. 7-12).



Figuras 8 y 9. Fresado de lechos implantarios.

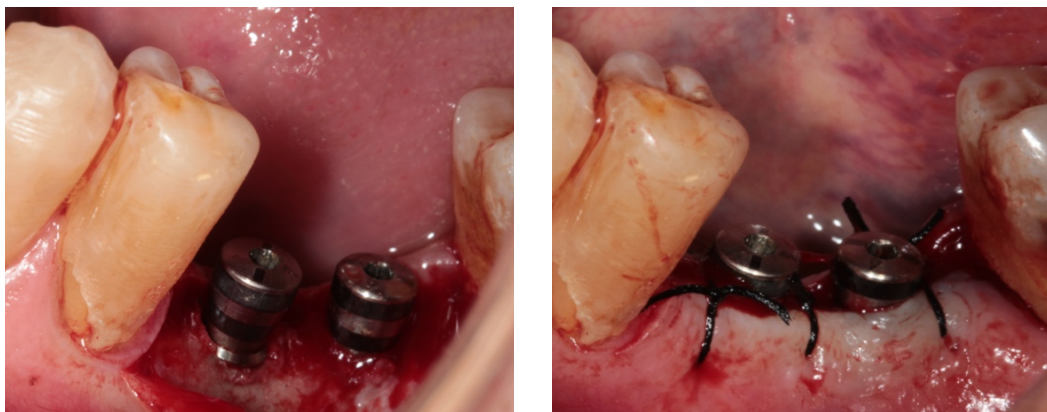


Figuras 10 y 11. Implante MozoGrau InHex previo a su colocación.



Figuras 12 y 13. Dos momentos durante la inserción del implante.

En todos los casos se llevó a cabo la cirugía en una fase, colocando en ese mismo momento un pilar de cicatrización (Fig. 14-15).



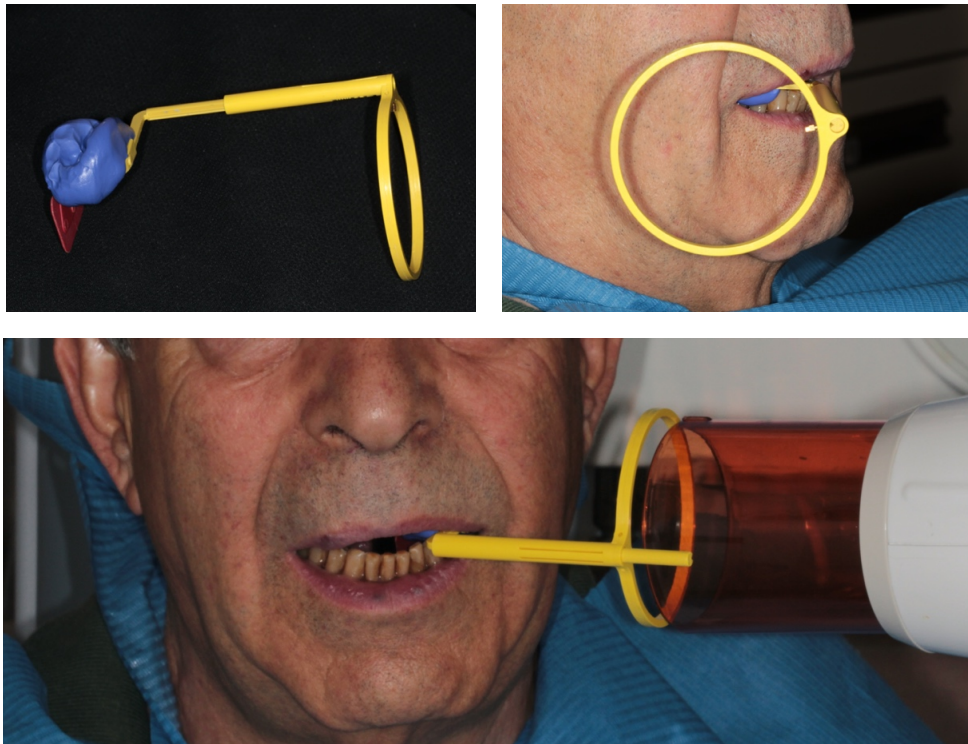
Figuras 14 y 15. Colocación de los pilares de cicatrización y sutura.

En cuanto a la profilaxis antibiótica y siguiendo las pautas indicadas en la revisión sistemática de Salgado-Peralvo AO y cols. de 2019 publicada en la Revista española de Cirugía Oral y Maxilofacial, no se prescribió antibiótico prequirúrgico, ya que no está justificada en pacientes sanos, sin condicionantes anatómicos y en lechos quirúrgicos con una correcta calidad ósea¹²⁶.

Tras la cirugía, los pacientes recibieron la prescripción de Amoxicilina 500 mg, 1/8 horas durante 7 días, y de Ibuprofeno 600 mg 1/8 horas durante 3 días y posterior a demanda del paciente. Se les indicó extremar la higiene oral aplicando clorhexidina en spray en la zona intervenida durante 15 días.

Tras una semana se procedió a la revisión de los pacientes en la cual se retiraron los puntos y se realizó una radiografía periapical mediante radiografía digital reproduciendo en todos los casos los mismos parámetros radiológicos.

La estandarización de la toma de radiografías fue llevada a cabo confeccionando para cada paciente un bloque de mordida personalizado de polivinil-siloxano ajustado a un paralelizador. En nuestro caso el modelo (Super-Bite Senso®; Kerr Hawe-Neos®). De este modo, se realizaron las sucesivas radiografías de seguimiento reproduciendo la misma posición para la evaluación de la pérdida de hueso de una manera precisa (Fig. 16-18)¹²⁷.



Figuras 16, 17 y 18. Paralelizador individualizado con huella de silicona para la realización de la radiografía periapical mediante radiografía digital.

TORQUE DE INSERCIÓN

El torque inicial establecido fue de 5 Ncm, siendo este valor aumentado gradualmente en intervalos de 5 Ncm cuando la rotación del motor era interrumpida automáticamente durante la inserción del implante. Se estableció un torque máximo de 50 Ncm.

Al finalizar la colocación del implante, se registró el torque máximo de inserción necesario para la colocación del implante (ITV Máximo).



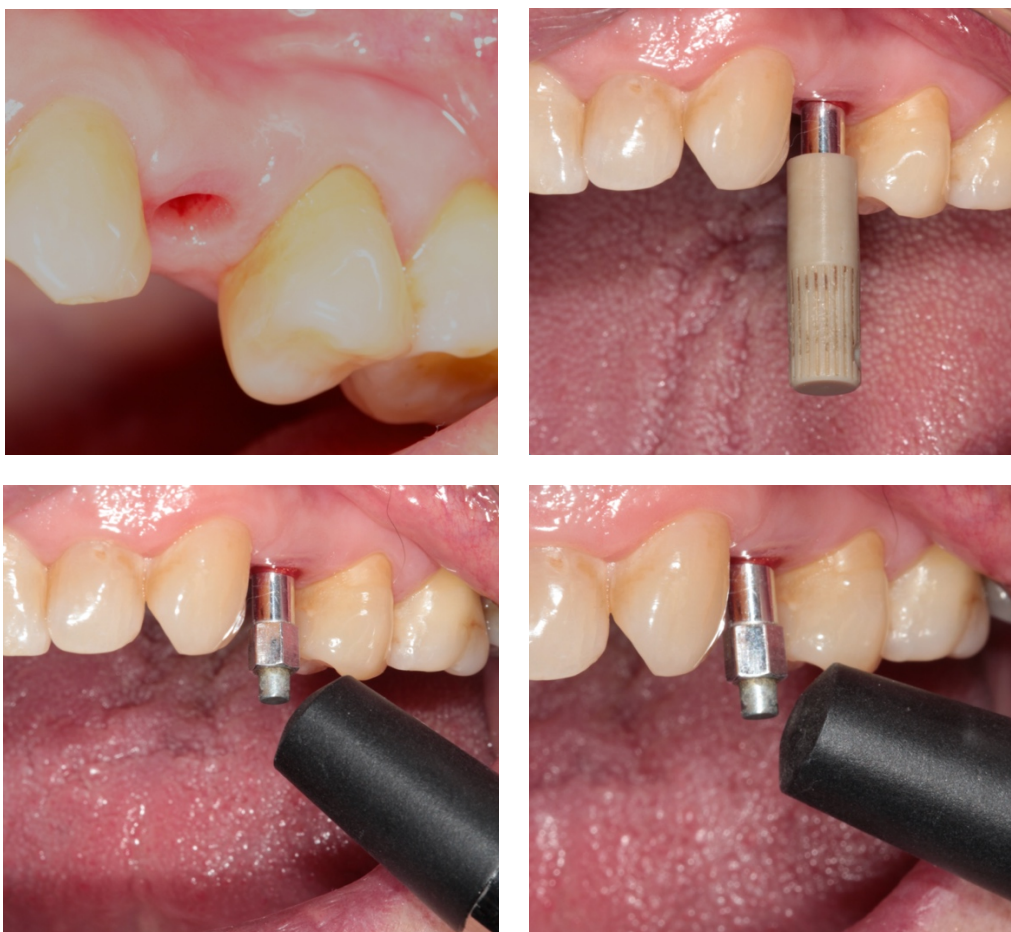
Figura 19. Micromotor quirúrgico BienAir.

ANÁLISIS DE FRECUENCIA DE RESONANCIA

La medición de la estabilidad primaria del implante se llevó a cabo mediante el Osstell[®] tm mentor (Osstell[®] AB; Integration Diagnostics[®]). La técnica del análisis de frecuencia de resonancia, analiza esa frecuencia mediante un vástago (Smartpeg[®]; Integration Diagnostic[®]) roscado en el implante con la ayuda de un transportador de plástico a torque manual.

Se hicieron dos mediciones posicionando el extremo de la varilla próximo al Smartpeg[®] pero sin tocarlo y sin contacto con tejidos blandos. Se colocó primero en sentido vestibulo lingual obteniendo un valor, y posteriormente en sentido mesio distal registrando un segundo valor. Se realizó la media de ambos para obtener el valor ISQ (ISQ primaria). Puede oscilar de 0 a 100 siendo este último el que indica una máxima estabilidad del implante.

Tras el periodo de osteointegración (8 semanas para implantes colocados en mandíbula y 12 para implantes colocados en maxilar), se realizó una nueva medición (ISQ secundaria)¹⁷⁰ (Fig. 20-24).



Figuras 20, 21, 22 y 23. Secuencia de imágenes durante la medición del valor ISQ con el dispositivo Osstell[™] Mentor.

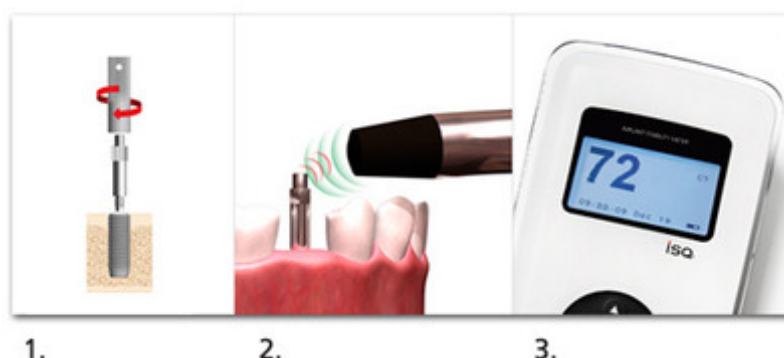


Figura 24. Esquema de los pasos a seguir para el empleo del dispositivo Osstell™ Mentor.

REHABILITACIÓN PROTÉSICA

Previo a la rehabilitación protésica, se registraron los factores clínicos y radiográficos para comprobar la correcta osteointegración de cada implante. Para ello, se tuvieron en cuenta los parámetros incluidos en el protocolo de osteointegración del Título de Especialista en Implantoprótesis del Departamento de Estomatología I de la Facultad de Odontología (*Anexo 2*). Todos los implantes cumplieron los criterios de osteointegración por lo que se comenzó la fase rehabilitadora. Sin embargo, un total de 8 implantes no cumplían el criterio de presentar un mínimo de 2 mm de altura de tejido blando a su alrededor, siendo estos implantes descartados para la segunda fase de la investigación, relativa a la pérdida ósea crestal y marginal periimplantaria.

Una vez comprobada la correcta osteointegración, se confeccionaron las prótesis implantosoportadas por un mismo operador. En todos los casos se realizaron coronas individuales atornilladas. Se colocó en todos los casos el pilar transepitelial cónico in-Hex de 10° con conexión cono-morse. Este pilar tiene una altura de cono de 2 mm con caras planas que lo convierten en aditamento no rotatorio. Se realizó la toma de impresión a pilar con técnica de cubeta abierta y doble mezcla con silicona pesada y fluída. Confeccionándose finalmente las coronas metal-porcelana atornilladas sobre los pilares en cromo-cobalto mecanizado.

ANÁLISIS RADIOGRÁFICO DEL HUESO MARGINAL PERIIMPLANTARIO

Se llevó a cabo el seguimiento del paciente en las sucesivas revisiones en las que a parte del examen clínico se tomaron radiografías periapicales mediante la técnica anteriormente descrita, con la siguiente secuencia temporal:

- En el momento de la colocación del implante. (T-basal).
- El día de la colocación de la prótesis implantosoportada. (T-0).
- 1 año tras la carga del implante. (T-1).
- 2 años tras la carga del implante. (T-2).
- 3 años tras la carga del implante. (T-3).

IV. MATERIAL Y MÉTODO

La visualización de las radiografías se realizó en un monitor en el que se pudieron ajustar las condiciones de iluminación para facilitar la correcta lectura de las imágenes. Posteriormente, mediante un programa informático (E-Film Workstation 3.1®, Merge Healthcare®), se guardaron todas las radiografías en formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*). Este formato permite registrar toda la información referente al paciente, como datos de filiación, fecha de la radiografía o cualquier dato de interés que se necesite almacenar. Además, es un formato universal en el que se pueden hacer mediciones en tamaño real 1/1 en cualquier visor radiográfico.

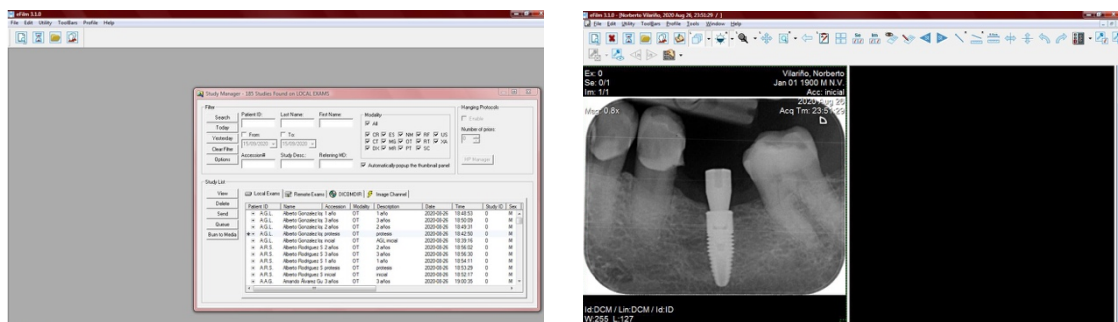


Figura 25. Registro de las radiografías en formato Dicom mediante el software E-Film Workstation 3.1®.

Para realizar las mediciones de la pérdida ósea, se utilizó el programa informático RadiAnt DICOM Viewer 2020.1® mediante el cual, se lleva a cabo primero la calibración de las mediciones utilizando la medida conocida del diámetro del implante, para posteriormente poder medir en milímetros.

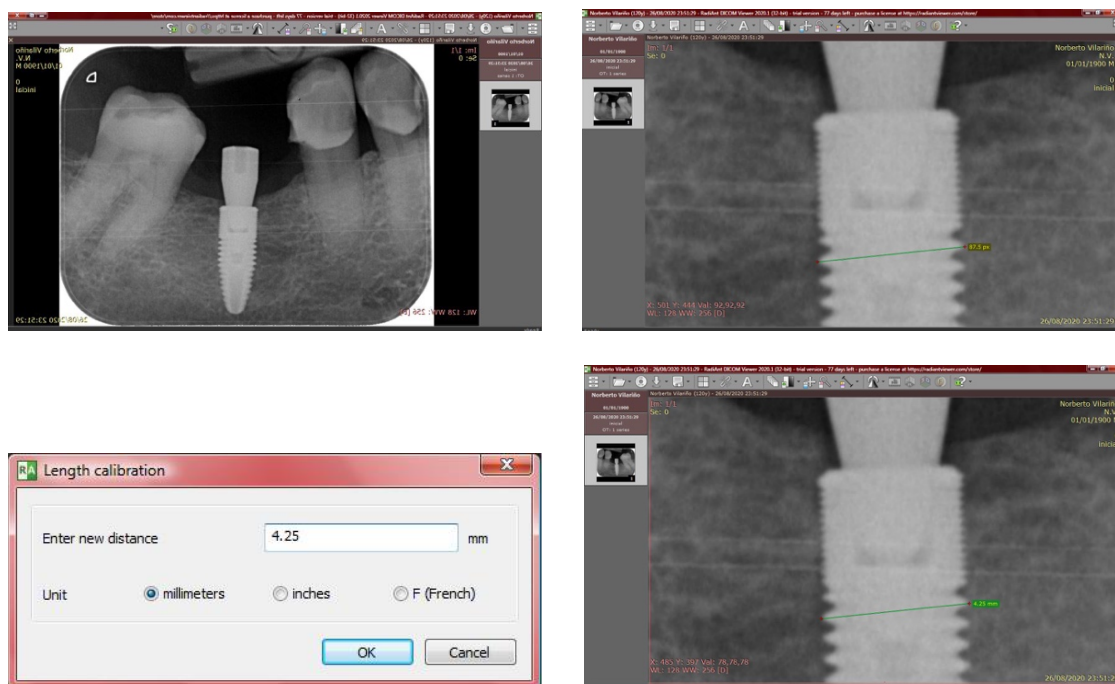


Figura 26. Secuencia del proceso de calibración para poder realizar las mediciones en milímetros sobre nuestras radiografías mediante el programa RadiAnt DICOM Viewer 2020.1®.

En el presente estudio, y a la luz de lo revisado en la literatura previa, se distinguen dos tipos de pérdida ósea, las cuales se diferencian en el punto de referencia desde el que se inicia la medición en el momento de colocación del implante (T-basal). Estas dos maneras de medir solo serán diferentes en los implantes colocados en **posición subcrestal**, ya que los yuxtacrestales, como su propio nombre indica, estarán colocados justo a nivel de la cresta ósea, por lo que siempre tendrán como punto inicial de medición la plataforma del implante. Por tanto, se puede clasificar la pérdida ósea en:

- 1.- Pérdida ósea crestal (*Crestal Bone Loss, CBL*): Para analizar esta pérdida ósea, se considera como punto inicial de medición la parte más coronal de la cresta ósea. Por tanto, para determinar la posición inicial del hueso en el momento de la colocación, se realiza una medición vertical y paralela al eje axial del implante, desde la plataforma a la cresta ósea, obteniéndose valores positivos.

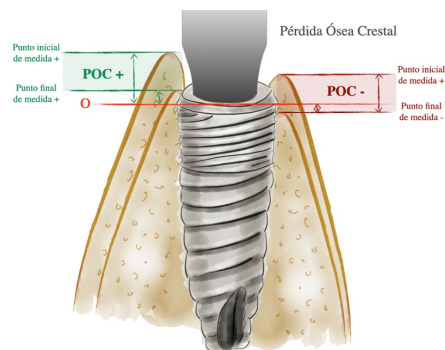


Figura 27. Esquema de diferentes puntos de referencia para determinar la posición inicial del hueso y medir posteriormente la pérdida ósea crestal.

- 2.- Pérdida ósea marginal (*Marginal Bone Loss, MBL*): En este caso, el punto inicial de referencia es aquel en el que el hueso contacta por primera vez con la superficie del implante (*First Bone to Implant Contact, fBIC*). Por tanto, para determinar la posición inicial del hueso, la medición se realiza desde la plataforma a ese primer contacto hueso implante, obteniéndose igualmente valores positivos.

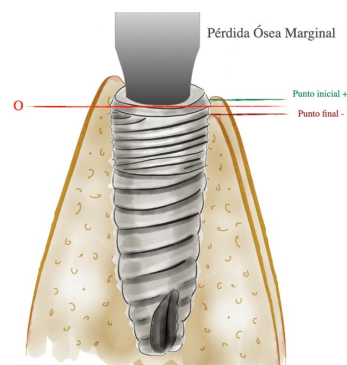


Figura 28. Esquema de puntos de referencia para determinar la posición inicial del hueso y poder medir posteriormente la pérdida ósea marginal.

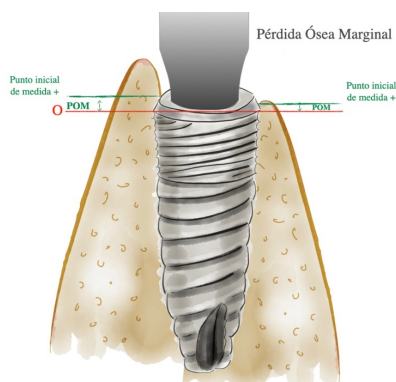


Figura 29. Esquema de puntos de referencia para determinar la posición inicial del hueso a partir de la que poder medir la pérdida ósea marginal.

En todas las radiografías analizadas, la determinación del nivel óseo se llevó a cabo registrando un valor en mesial y otro en distal, realizando la medición como hemos explicado anteriormente, en sentido vertical y de forma paralela al eje axial del implante, tomando como valor 0 de referencia el extremo del bisel de la plataforma. Cuando exista hueso coronal a la plataforma del implante, los valores obtenidos serán **positivos**. Si, por el contrario, el hueso se sitúa más apical que la plataforma del implante, los valores obtenidos serán **negativos**. Por tanto, los implantes que tengan el nivel óseo justo a la altura de la plataforma, se registrarán con un valor de **0**.

Para poder realizar el análisis estadístico, se realizó la media de las dos mediciones mesial y distal.

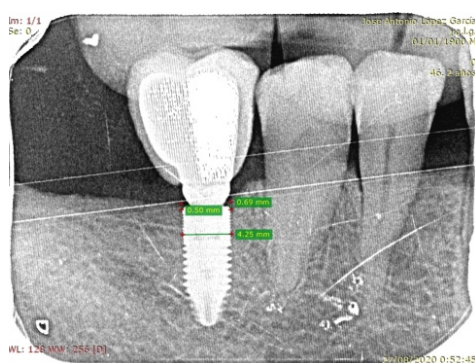


Figura 30. Radiografía en la que se muestra la medición realizada para un implante en el que el hueso se encuentra coronal a la plataforma obteniéndose, por tanto, un valor positivo.

Un mismo evaluador realizó las mediciones de todas las radiografías en las mismas condiciones, midiendo un máximo de 25 radiografías por día para evitar la fatiga. Una semana después, se realizó una segunda medición para poder demostrar la fiabilidad de las mediciones calculando el coeficiente de correlación de Pearson^{120,129}.

DISEÑO DEL ESTUDIO

El estudio que se ha realizado es un estudio clínico aleatorizado prospectivo.

VARIABLES

Las variables independientes *cualitativas* a analizar fueron: sexo (hombre/mujer), localización (maxilar/mandíbula), sector (anterior, premolar, molar), diámetro (3,75 y 4,25 mm), longitud (10 y 11,5 mm), tipo de hueso según la clasificación de Lekholm y Zarb (tipo 1, 2, 3 y 4) y posición de colocación del implante (yuxtacrestal o subcrestal).

Las variables dependientes fueron: ISQ primaria – coeficiente de estabilidad del implante (de 0 a 100), ISQ secundaria (de 0 a 100), torque de inserción (de 5 Ncm a 50 Ncm) y pérdida ósea periimplantaria crestal (CBL) y marginal (MBL) (en milímetros).

RECOGIDA DE DATOS

Los datos obtenidos mediante la sistemática que se ha explicado anteriormente se registraron en una tabla de Excel para su posterior análisis.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LOS DATOS

Para el análisis estadístico se ha empleado la aplicación informática: IBM-SPSS-25 (*referencia: IBM Corp. Released 2017. IBM SPSS Statistics v 25.0 for Windows; Armonk. NY. USA*).

Las técnicas y test estadísticos empleados han sido:

- En variables cualitativas (nominales): distribución de frecuencias y porcentajes.
- En variables cuantitativas: exploración de datos con gráfico Q-Q de ajuste a la normalidad, coeficientes de asimetría y curtosis/altura junto al Test de bondad de ajuste de Kolmogorov-Smirnov y descripción con las herramientas habituales de centralidad (media, mediana) y variabilidad (desviación estándar, rango y amplitud intercuartil).
- Test de diferencia de medias entre grupos distintos: T de Student y Anova cuando las variables se distribuyen normalmente; y la alternativa del Test U de Mann-Whitney cuando no lo hacen.
- Test de diferencia de medias en medidas repetidas: Student MR y Anova de MR.
- Coeficiente de correlación de Pearson para la asociación de pares de variables cuantitativas y Diagrama de dispersión para verificar el ajuste a la linealidad de las relaciones analizadas.

- Modelos de Regresión lineal simple, para establecer ecuaciones predictivas.
- Estimación del tamaño del efecto expresado mediante R^2 .
- Para el estudio de la fiabilidad intra-observador se empleó el coeficiente de correlación de Pearson junto al Test de contraste de diferencia sobre un valor medio (de las diferencias).

El nivel de significación fijado es el habitual 5% (significativo si $p < .05$) excepto en el test KS de bondad de ajuste donde se consideran significativos solo los desvíos graves, es decir al 1% ($p < .01$).

V. RESULTADOS

Los resultados del presente estudio se dividirán en dos partes bien diferenciadas: una primera que responda a los objetivos referentes al análisis de la estabilidad del implante, primaria y secundaria, y a su correlación con las variables a estudiar; y una segunda parte que detalle lo encontrado en referencia a la pérdida ósea crestal y marginal, con respecto a las posiciones del implante (yuxtacrestal o subcrestal), así como su relación con las variables analizadas.

PRIMERA PARTE

1. Descripción de la muestra

Se ha recogido la información completa de un total de 73 implantes, procedentes de 33 pacientes: 14 hombres y 19 mujeres. Las 73 unidades muestrales válidas para el análisis estadístico se reparten por pieza dental según se resume en la siguiente tabla 1. Como se aprecia en ella, el implante en posición 36 es el más frecuente (12; 16.4%) seguido de varios otros (14, 15, 26, 46 y 47) que aparecen 6 veces cada uno de ellos.

<i>Nº Pieza</i>	<i>Frecuencia</i>	<i>Porcentaje</i>
13	1	1.4 %
14	6	8.2 %
15	6	8.2 %
16	5	6.8 %
17	2	2.7 %
23	1	1.4 %
24	5	6.8 %
25	2	2.7 %
26	6	8.2 %
27	2	2.7 %
32	1	1.4 %
34	1	1.4 %
35	1	1.4 %
36	12	16.4 %
37	5	6.8 %
42	2	2.7 %
45	3	4.1 %
46	6	8.2 %
47	6	8.2 %
Total	73	100 %

Tabla 1. Composición de la muestra: Por pieza dental. (N=73).

V. RESULTADOS

Por localización los implantes están muy equilibrados, entre los 37 de la mandíbula inferior (50.7%) y los 36 del maxilar superior (49.3%); en tanto que por sectores es claramente más frecuente el molar: 44 piezas (60.3%) seguido del premolar (32,9%; 24 unidades) y del anterior (6.8%; 5 piezas).

En función del tipo de hueso el más frecuente, según la clasificación de Lekholm y Zarb, es el tipo 3 que aparece en más de la mitad de las piezas de nuestra muestra de estudio (52.1%), junto al tipo 4 que se ha observado en otras 14 piezas (19.2%). En cuanto al más denso, tenemos al resto de los implantes (21; 28.8%) que fundamentalmente provienen del tipo 2.

<i>Variable</i>	<i>Categoría</i>	<i>Frecuencia</i>	<i>Porcentaje</i>
Localización	Mandíbula	37	50.7 %
	Maxilar	36	49.3 %
Sector	Molar	44	60.3 %
	Premolar	24	32.9 %
	Anterior	5	6.8 %
Tipo de hueso (Clasif. Lekholm y Zarb)	1 (más denso)	5	6.8 %
	2	16	21.9 %
	3	38	52.1 %
	4 (más esponjoso)	14	19.2 %

Tabla 2. Estadística descriptiva.
Características de los implantes de la muestra. (N=73).

En función del sexo del paciente, un 64.4% de las piezas (47) son de mujeres, frente al 35.6% (26) que son de hombres (tabla 3).

Se han colocado algo más de la mitad de los implantes de diámetro 3,75 (58.9%; 43) frente a los de diámetro 4,25 (41.1%; 30). Al respecto de las longitudes, la muestra está bastante equilibrada, siendo un 53.4% de 11,5 mm de longitud (39) y el 46.6% restante de 10 mm de longitud (34). La combinación más frecuente (tabla 3) fue: diámetro 3.75 + longitud 11,5 que aparece 25 veces (34.2%).

<i>Variable</i>	<i>Categoría</i>	<i>Frecuencia</i>	<i>Porcentaje</i>
Sexo	Masculino	26	35.6 %
	Femenino	47	64.4 %
Diámetro del implante	3,75 mm	43	58.9 %
	4,25 mm	30	41.1 %
Longitud del implante	10,0 mm	34	46.6 %
	11,5 mm	39	53.4 %
Diámetro + Longitud	3,75 + 10,0	18	24.7 %
	3,75 + 11,5	25	34.2 %
	4,25 + 10,0	16	21.9 %
	4,25 + 11,5	14	19.2 %

Tabla 3. Estadística descriptiva. Factores de posible influencia sobre los implantes de la muestra. (N=73).

2. Descriptiva de los parámetros recogidos

A continuación, se procede a realizar el análisis exploratorio y descriptivo de las variables medidas en estos 73 implantes de la muestra antes descrita. Las variables de estos parámetros son todas cuantitativas, y son las que estadísticamente tomamos como variables dependientes en el presente estudio. La estabilidad primaria se ha evaluado con las variables: ISQ primaria y torque de inserción (IT); en tanto que la estabilidad secundaria se ha medido con ISQ secundaria.

La exploración de datos está destinada, principalmente, a determinar el posible ajuste de las variables al modelo de la campana normal de Gauss. Para ello, se han empleado: (31) gráficos Q-Q normal, (32) índices de asimetría y curtosis, y (33) el Test de Kolmogorov-Smirnov de bondad de ajuste a la normalidad, donde solo un desvío muy grave ($p < .01$) nos hará considerar que la variable no se distribuye normalmente.

Los resultados del test KS (tabla 4) no detectan desvíos altamente significativos en ninguna de las tres variables. Solamente en ISQ secundaria se aprecia un desvío leve ($p < .05$), que según su correspondiente gráfico Q-Q de ajuste (fig. 33) tampoco podemos considerar que sea grave. En esta misma línea los índices de forma tienen valores dentro del rango admitido y por tanto podemos concluir que la variable tiende hacia la normalidad estadística. En las otras dos variables todos los indicadores gráficos y estadísticos, nos permiten aceptar su buen ajuste a la campana normal.

V. RESULTADOS

		Índices de forma		Test K-S: P-valor exacto
Estabilidad	Variables	Asimetría	Curtosis	
Primaria	ISQ primaria	-0.32	-0.04	.245 ^{NS}
	Torque inserción	0.29	-0.97	.142 ^{NS}
Secundaria	ISQ secundaria	-0.34	0.34	.015*

NS = Desvío no significativo ($p > .05$) la variable se distribuye normalmente.
 * = Desvío leve significativo ($p < .05$) la variable tiende hacia el modelo normal.

Tabla 4. Análisis exploratorio. Variables de estabilidad primaria y secundaria. (N=73).

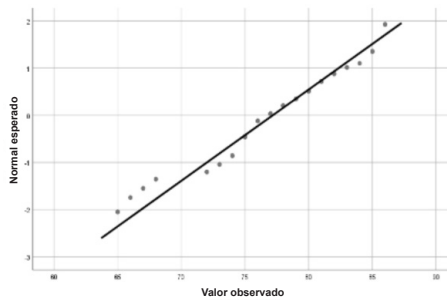


Figura 31. Diagrama Q-Q.
Ajuste al modelo normal.
Estabilidad primaria: ISQ primaria.

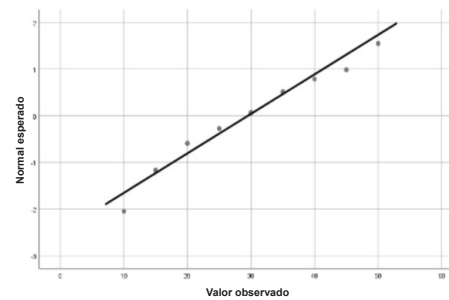


Figura 32. Diagrama Q-Q.
Ajuste al modelo normal.
Estabilidad primaria: Torque Máx.

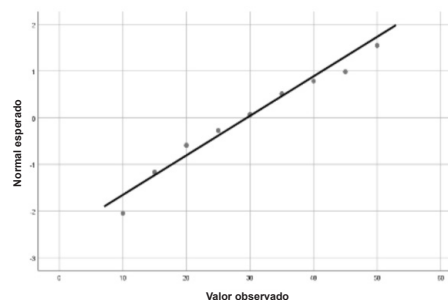


Figura 33. Diagrama Q-Q.
Ajuste al modelo normal.
Estabilidad secundaria: ISQ secundaria.

Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22.

Paralelamente se han obtenido los estadísticos descriptivos habituales: media, mediana, valores mínimo y máximo, desviación estándar y distancia intercuartílica, que se resumen en la tabla 5 que sigue a continuación. Se ha observado que los valores promedio de ISQ primaria

y secundaria son próximos a 80, dentro de rangos que van entre 65 y 89, con desviaciones estándar bajas (5.17 y 4.45) que indican una elevada homogeneidad entre los valores de estas variables. Por lo que se refiere a la variable torque de inserción, los valores promedio rondan los 30 Nw/cm dentro del rango 10-50 y con una desviación estándar cercana a los 12 Nw/cm de manera que en este caso la variabilidad es notablemente superior a las otras dos variables.

Variable	Centralidad				Variabilidad		
	Media	I.C. 95% para la media		Mediana	Rango (Min. / Máx.)	Desviación estándar	Amplitud intercuartil
		Lim. Inf.	Lim. Sup.				
ISQ primaria	77.18	75.97	78.38	77.00	65 / 86	5.17	6.00
Torque máx.	29.52	26.76	32.28	30.00	10 / 50	11.82	15.00
ISQ secundaria	78.82	77.78	79.86	80.00	68 / 89	4.45	5.00

Tabla 5. Análisis descriptivo. Variables de estabilidad primaria y secundaria. (N=73).

3. Factores diferenciales sobre los parámetros recogidos

Terminada la descriptiva de todas las variables recogidas, se procede a realizar el análisis estadístico destinado a responder a los objetivos planteados en la presente investigación. De la exploración anterior se desprende que el suficiente ajuste a la campana de Gauss de las 3 variables que se van a considerar como variables dependientes (V.D.), nos permite el uso de procedimientos metodológicos paramétricos, que además de ser más potentes que las alternativas no-paramétricas disponibles, también nos permiten el cálculo del tamaño del efecto como un indicador comparativo de la magnitud de las diferencias.

Dado que las variables que se consideran como factores explicativos (las variables independientes V.I.) son de tipo categórico, los métodos paramétricos a emplear son del tipo: test de diferencia de medias. En concreto: el test T de Student para la diferencia entre dos medias de grupos independientes entre sí y el Análisis de Varianza (ANOVA) de 1 factor de efectos fijos, en cuanto que tengamos más de dos medias implicadas en el contraste. En este caso, además de Anova, se emplean procedimientos de contrastes múltiples a posteriori, por pares, de Tukey. Para el tamaño del efecto se ha optado por R^2 en lugar de la d de Cohen por su mayor facilidad de interpretación y capacidad de generalización a otros procedimientos estadísticos. En general un tamaño del efecto superior al 6% ($R^2=0.060$) ya indica un efecto (una relación) que debe ser tomada en consideración con independencia de que exista significación estadística o no.

El primer **objetivo específico** a responder: “Determinar el efecto de la longitud del implante, el diámetro, el tipo de hueso, la localización y el sexo en la **estabilidad primaria y secundaria** medida mediante el torque de inserción (IT) y el coeficiente de estabilidad del implante (ISQ primaria, ISQ secundaria).” plantea realizar el contraste de 6 factores sobre las 3 variables dependientes consideradas. A continuación, se exponen los resultados en apartados para cada uno de estos factores.

3.1. EFECTO DE LA LONGITUD DEL IMPLANTE SOBRE LA ESTABILIDAD PRIMARIA Y SECUNDARIA

Las diferencias que se observan en las tres variables según la longitud del implante (tabla 6) son pequeñas, por lo que tiene sentido que en ninguna de ellas se alcance la significación estadística ($p > .05$). En esta misma línea, sus respectivos tamaños del efecto son pequeños ($\leq 1.6\%$) por lo que no son prueba suficiente de una posible relación.

En conclusión, no se han encontrado evidencias estadísticas suficientes como para admitir que estos parámetros de estabilidad primaria y secundaria, varíen como consecuencia de la longitud del implante empleado.

VARIABLES	Media (Desviac. Estándar)		Test T de Student		Tamaño del efecto: R^2
	Longitud 10,0 mm (n=34)	Longitud 11,5 mm (n=39)	Valor	p-valor	
ISQ primaria	76.79 (5.84)	77.51 (4.57)	-0.59 ^{NS}	.557	.005
Torque máx.	30.15 (12.94)	28.97 (10.89)	0.42 ^{NS}	.675	.002
ISQ secundaria	79.41 (5.03)	78.31 (3.86)	1.06 ^{NS}	.293	.016
N.S. = NO significativo					

Tabla 6. Diferencia de medias: *Test de Student*. Estabilidad primaria y secundaria, según el efecto de la Longitud del implante. (N=73).

3.2. EFECTO DEL DIÁMETRO DEL IMPLANTE SOBRE LA ESTABILIDAD PRIMARIA Y SECUNDARIA

En cambio, en cuanto a las diferencias que se observan en función del diámetro, se han encontrado altas significaciones ($p < .01$) en las tres variables, siendo los valores medios siempre superiores en los implantes con diámetro 4.25 mm. Estas diferencias son similares en las tres variables en cuanto a magnitud puesto que sus respectivos tamaños son casi iguales, en el entorno del 15%, a la par que debe ser considerado como un efecto ya elevado-grande.

Por tanto, podemos concluir que se han encontrado sólidas evidencias estadísticas que nos permiten admitir que estos parámetros de estabilidad primaria y secundaria, varían según el diámetro del implante empleado, siendo más estable en aquellos de mayor diámetro (4,25 mm).

VARIABLES	Media (Desviac. Estándar)		Test T de Student		Tamaño del efecto: R^2
	Diám. 3,75 mm (n=43)	Diám. 4,5 mm (n=30)	Valor	p-valor	
ISQ primaria	75.51 (4.76)	79.57 (4.85)	-3.55**	.001	.151
Torque máx.	25.70 (11.26)	35.00 (10.51)	-3.57**	.001	.152
ISQ secundaria	79.41 (5.03)	78.31 (3.86)	-3.54**	.001	.150
** = Altamente significativo					

Tabla 7. Diferencia de medias: *Test de Student*. Estabilidad primaria y secundaria, según el efecto del Diámetro del implante. (N=73).

3.3. EFECTO DEL TIPO DE HUESO SOBRE LA ESTABILIDAD PRIMARIA Y SECUNDARIA

Para este análisis, se ha decidido agrupar los tipos 1 y 2 del extremo de mayor densidad en un único grupo, ya que el grupo 1 solo incluía 5 implantes. Por simetría, se podrían haber agrupado también los tipos 3 y 4 del extremo más esponjoso, pero la gran cantidad de implantes en hueso tipo 3 (38 implantes) nos ha hecho pensar que sería interesante mantenerlo como un grupo distinto del tipo 4. Manteniéndose, de esta forma, los tres grupos más compensados en cuanto al número de implantes que los componen. Por tanto, se ha hecho el contraste considerando 3 grupos en este factor.

Los resultados (tabla 11) indican que existen diferencias altamente significativas, en:

1. ISQ primaria ($p < .01$) y con un tamaño del efecto elevado (16.8%). Se observa que los valores medios de esta variable aumentan a medida que el hueso es más denso. El test a posteriori de Tukey ha establecido que entre los tipos 3 y 4 no existe diferencia significativa ($p > .05$); mientras que, entre cualquiera de ellos o ambos en conjunto, con respecto al grupo formado por los tipos 1+2, la diferencia sí que es estadísticamente significativa ($p < .05$).
2. Torque de inserción (IT máx.) ($p < .001$) que además viene acompañada de un tamaño del efecto muy grande (34.3%). El sentido de la relación de los valores medios de esta variable es igual al anterior: se incrementa su valor, cuanto mayor es la dureza del hueso;

V. RESULTADOS

estableciendo el test post hoc de Tukey, de nuevo, se observa que mientras que entre los tipo 3 y 4 no existe diferencia significativa ($p > .05$) entre cualquiera de ellos, o ambos en conjunto, con respecto al grupo formado por los tipos 1+2, la diferencia sí que es estadísticamente significativa ($p < .05$).

Sin embargo, los valores medios en ISQ secundaria son semejantes en los tres grupos establecidos en función del tipo de hueso, algo inferior eso sí en el tipo 4, pero sin que las diferencias lleguen a ser significativas ($p > .05$). Aun así, se puede matizar que el tamaño del efecto (6.3%) podría ser un indicio de una posible relación a explorar en futuros estudios de mayor N en el grupo de hueso tipo 4.

VARIABLES	Media (Desviac. Estándar)			ANOVA de 1 factor		Tamaño del efecto: R^2
	Tipos 1+2 (denso) (n=44)	Tipo 3 (n=24)	Tipo 4 (esponjoso) (n=5)	Valor	p-valor	
ISQ primaria	80.24 (4.02)	76.53 (4.38)	74.36 (6.61)	7.09**	.002	.168
Torque máx.	39.76 (8.87)	26.97 (10.69)	21.07 (7.89)	18.26**	.000	.343
ISQ secundaria	79.62 (3.28)	79.21 (3.56)	76.57 (7.07)	2.36 ^{NS}	.102	.063
N.S. = NO significativo ** = Altamente significativo						

Tabla 8. Diferencia de medias: ANOVA. Estabilidad primaria y secundaria, según el efecto del Tipo de hueso donde se coloca del implante. (N=73).

Como conclusión podemos afirmar que se han encontrado evidencias estadísticas muy sólidas que indican que el tipo de hueso es un factor que influye en la estabilidad primaria, siendo esta mayor cuando el implante se coloca sobre hueso más denso (tipos 1 ó 2). Sin embargo, no hay una evidencia estadística suficiente para poder aceptar que el tipo de hueso influya sobre la estabilidad secundaria, aunque aparece un indicio de que esta podría ser menor en los huesos más esponjosos (tipo 4 específicamente).

3.4. EFECTO DE LA LOCALIZACIÓN DEL IMPLANTE SOBRE LA ESTABILIDAD PRIMARIA Y SECUNDARIA

En cuanto a este factor, se ha observado (tabla 9), que los valores medios son siempre más elevados en aquellos implantes situados en la mandíbula. Estas diferencias han alcanzado una alta significación estadística (con $p < .01$ e incluso $< .001$) y se corresponden con tamaños del

efecto que son elevados: desde el 14.1% y el 14.4% en ISQ secundaria y en torque máximo de inserción, hasta el 17.5% en ISQ primaria.

Estos resultados nos permiten afirmar que se han encontrado evidencias estadísticas muy sólidas para concluir que los parámetros de estabilidad primaria y secundaria, varían en función de la localización del implante empleado, siendo más estable en aquellos situados en la mandíbula.

VARIABLES	Media (Desviac. Estándar)		Test T de Student		Tamaño del efecto: R^2
	MANDÍBULA (n=37)	MAXILAR (n=36)	Valor	p-valor	
ISQ primaria	79.30 (4.23)	75.00 (5.19)	3.88**	.001	.175
Torque máx.	33.92 (11.31)	25.00 (10.69)	3.46**	.001	.144
ISQ secundaria	80.46 (3.48)	77.14 (4.74)	3.42**	.001	.141
** = Altamente significativo					

Tabla 9. Diferencia de medias: *Test de Student*. Estabilidad primaria y secundaria, según el efecto de la Localización del implante. (N=73).

3.5. EFECTO DEL SECTOR EN EL QUE SE COLOCA EL IMPLANTE SOBRE LA ESTABILIDAD PRIMARIA Y SECUNDARIA

En el contraste de los valores medios de las variables de los tres parámetros evaluados en función del sector (tabla 12), las pequeñas diferencias observadas no alcanzan la significación estadística ($p > .05$). En la misma línea, sus respectivos tamaños del efecto tampoco sugieren que pueda haber alguna relación. Solamente el efecto en ISQ primaria podría ser un posible indicio de asociación entre esta variable y el sector, pero los test post-hoc de Tukey no han logrado probarlo de forma estadística.

Por tanto, tenemos que concluir, que no existen evidencias estadísticas suficientes para poder admitir que el sector sea un factor diferencial sobre la estabilidad primaria o secundaria del implante.

V. RESULTADOS

VARIABLES	Media (Desviac. Estándar)			ANOVA de 1 factor		Tamaño del efecto: R^2
	MOLAR (n=44)	PREMOLAR (n=24)	ANTERIOR (n=5)	Valor	p-valor	
ISQ primaria	76.68 (5.43)	78.62 (4.51)	74.60 (4.83)	1.80 ^{NS}	.172	.049
Torque máx.	29.32 (13.01)	29.58 (9.88)	31.00 (11.40)	0.04 ^{NS}	.956	.001
ISQ secundaria	78.66 (5.09)	79.17 (3.57)	78.60 (1.52)	0.10 ^{NS}	.900	.003
N.S. = NO significativo						

Tabla 10. Diferencia de medias: ANOVA. Estabilidad primaria y secundaria, según el efecto del Sector del implante. (N=73).

3.6. EFECTO DEL SEXO DEL PACIENTE PORTADOR DEL IMPLANTE SOBRE LA ESTABILIDAD PRIMARIA Y SECUNDARIA

Por su parte, al comparar los resultados de las variables de los tres parámetros evaluados en función del sexo del portador (tabla 8) y aunque se observa que los valores medios son siempre mayores en el grupo de implantes en hombres, las diferencias no llegan a ser estadísticamente significativas ($p > .05$). Tampoco sus respectivos, tamaño del efecto (entre un 2% y un 3.2%) sugieren que pueda haber una relación con el sexo que deba ser tomada en cuenta.

En consecuencia, debemos concluir que no se han encontrado evidencias estadísticas que nos permitan admitir que el sexo del paciente sea un factor diferencial sobre la estabilidad primaria o secundaria del implante.

VARIABLES	Media (Desviac. Estándar)		Test T de Student		Tamaño del efecto: R^2
	HOMBRE (n=26)	MUJER (n=47)	Valor	p-valor	
ISQ primaria	78.15 (5.52)	76.64 (4.94)	1.20 ^{NS}	.233	.020
Torque máx.	32.31 (13.06)	27.98 (10.92)	1.51 ^{NS}	.135	.031
ISQ secundaria	79.88 (5.52)	78.23 (3.66)	1.53 ^{NS}	.130	.032
N.S. = NO significativo					

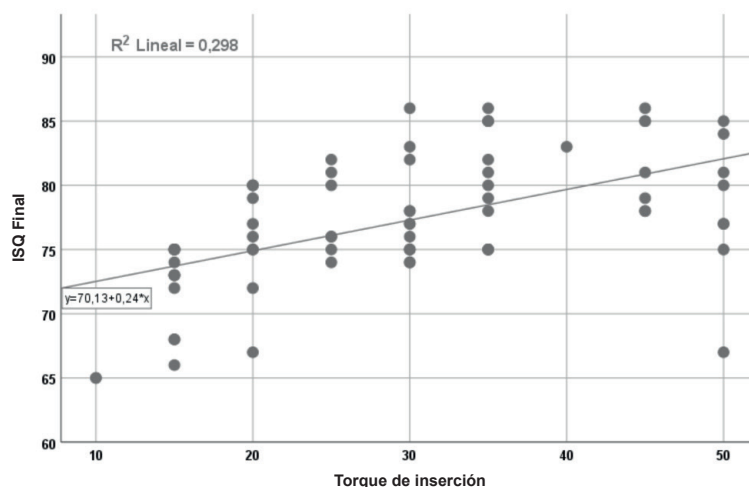
Tabla 11. Diferencia de medias: *Test de Student*. Estabilidad primaria y secundaria, según el efecto del sexo del portador del implante. (N=73).

A continuación, se procede a realizar los procedimientos estadísticos necesarios para dar respuesta a los siguientes **objetivos específicos**:

1. Analizar la existencia de correlación entre el torque de inserción y el coeficiente de estabilidad primaria del implante.
2. Estudiar la existencia de correlación entre el coeficiente de estabilidad primaria y secundaria del implante.
3. Analizar la existencia de correlación entre el torque de inserción y el coeficiente de estabilidad secundaria.
4. Analizar la interrelación de todos los parámetros de medición de la estabilidad del implante entre sí: coeficiente de estabilidad primaria, secundaria y torque de inserción.

4. Relación entre el torque de inserción y el coeficiente de estabilidad primaria del implante

Para el estudio de la relación entre las variables torque máximo de inserción e ISQ primaria se ha recurrido al clásico método del Coeficiente de Pearson. Previamente se ha trazado el correspondiente Diagrama de dispersión entre ambas variables, con la intención de descartar una posible relación entre ellas que no sea de tipo lineal. Este diagrama (fig. 34) efectivamente descarta posibles relaciones no lineales, pero tampoco refleja una fuerte relación lineal entre estas dos variables; si bien es cierto que el grado de ajuste a la linealidad es bueno (29.8%). En concordancia con esto último, el coeficiente de Pearson (0.56) es altamente significativo ($p<.001$), lo que nos permite concluir que estas dos variables están asociadas de forma directa, como se aprecia en el gráfico adjunto. Es decir, que cuando se incrementa el valor del torque de inserción, también se incrementa el de ISQ primaria, y viceversa.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22.

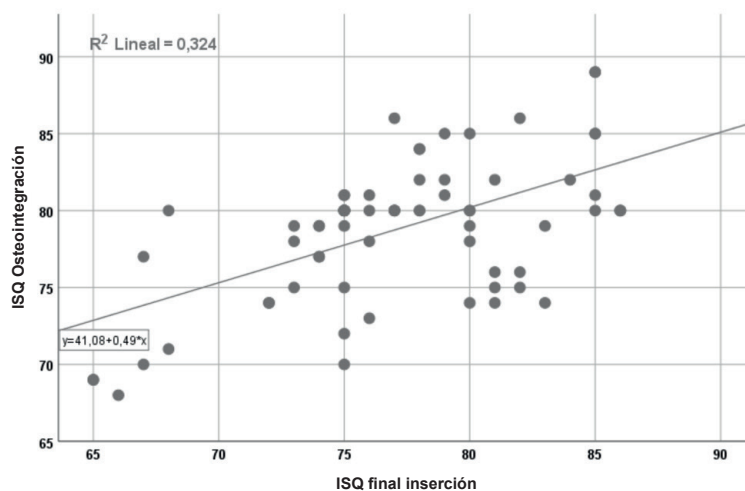
Figura 34. Diagrama de Dispersión. Relación entre ISQ primaria y torque máximo de inserción.

Si ambas variables se convierten en logaritmos neperianos (Ln) y se repite al análisis anterior, el ajuste a la linealidad es mayor (un 37.5%), lo que conlleva un incremento de la magnitud de la correlación estimada mediante Pearson (0.613; $p < .001$).

De cualquier forma, hemos encontrado evidencias estadísticas suficientes como para admitir que ambas variables de la estabilidad primaria están directamente relacionadas entre sí.

5. Variación del coeficiente de estabilidad primaria y secundaria del implante

En este caso, el objetivo es estudiar la relación entre las variables ISQ primaria e ISQ secundaria. El diagrama de dispersión correspondiente (fig.35), de nuevo descarta una relación entre las variables que sea distinta de una asociación de tipo lineal, siendo el ajuste a la linealidad bueno (32.4%) y superior al del caso anterior. El valor del coeficiente de Pearson (0.569) es de nuevo altamente significativo ($p < .001$), elevado y de signo positivo, lo que demuestra que efectivamente estas dos variables están altamente relacionadas de forma directa, es decir, que cuando se incrementa el ISQ secundaria se tiende a incrementar el valor del ISQ secundaria.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22.

Figura 35. Diagrama de Dispersión. Relación entre ISQ primaria e ISQ secundaria.

Siguiendo la línea del procedimiento anterior, si se correlacionan los valores en Ln de ambas variables, se observa que el ajuste mejora muy ligeramente (34.0%) y que por ello la magnitud de la correlación de Pearson es muy similar a la anterior aunque algo superior (0.583; $p < .001$).

En cualquier caso, estos resultados tanto gráficos como estadísticos, son una evidencia estadística más que suficiente para admitir que estas dos variables de las estabilidades primaria y secundaria están sólidamente correlacionadas entre sí.

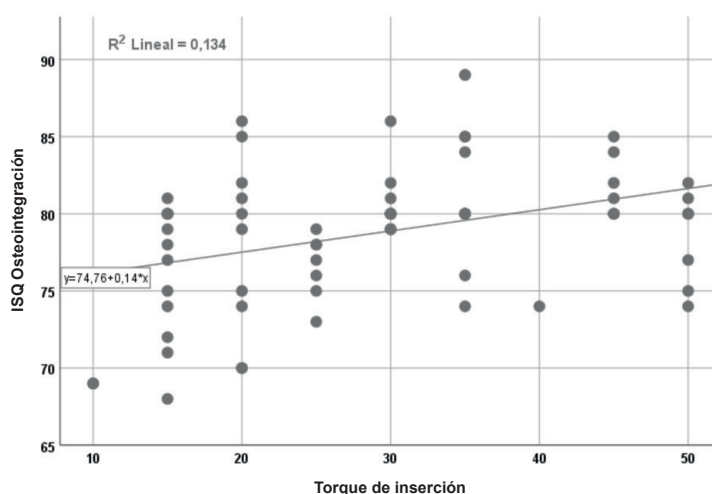
Completando este análisis, se procedió a contrastar mediante el método T de Student para medidas repetidas el valor medio de ISQ primaria (77.18; con d.e. ± 5.17) con el valor medio de la ISQ secundaria (78.82; con d.e. ± 4.44). Y aunque la diferencia parece pequeña, podemos afirmar que alcanza significación estadística con $p < .01$ (valor $t = 3.11$, $p\text{-valor} = .003$), lo que unido a un tamaño del efecto moderado-alto del 11.9%, nos permite concluir que, tras el periodo de osteointegración, la estabilidad secundaria es estadísticamente superior a la estabilidad primaria del implante.

6. Relación entre el torque de inserción y el coeficiente de estabilidad primaria, con el coeficiente de estabilidad secundaria del implante

En el último objetivo específico de la primera parte, se plantea la relación conjunta/simultánea de las variables de la estabilidad primaria (ISQ primaria y torque de inserción) con la variable de la estabilidad secundaria (ISQ de secundaria).

En los apartados anteriores ya se ha determinado la existencia de relación directa y muy significativa: (1) entre las dos variables de la estabilidad primaria; (2) y entre ISQ primaria e ISQ secundaria.

Por tanto, para dar respuesta a ese último objetivo planteado en primer lugar, se completa el análisis bivalente con el estudio que nos falta, entre la variable torque máximo de inserción (IT Máx.) y la ISQ secundaria. Se ha empleado la misma metodología de los apartados anteriores. De nuevo, el diagrama de dispersión correspondiente (fig. 36) entre estas variables, descarta la existencia de alguna relación entre ellas que no sea de tipo lineal; es decir que de haberla sería lineal aunque el grado de ajuste es solo moderado-alto (13.4%). El valor del coeficiente de correlación es también moderado (0.366) pero estadísticamente significativo ($p \leq .001$), lo que nos permite concluir la existencia de una relación lineal directa tal que cuando los valores del torque de inserción aumentan, los valores de ISQ secundaria también tienden a hacerlo.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22.

Figura 36. Diagrama de Dispersión. Relación entre torque de inserción e ISQ secundaria.

Si empleamos los valores convertidos en Ln de ambas variables, el ajuste a la linealidad de la relación se incrementa hasta el 19.1%, lo que conlleva también un aumento en la intensidad del valor de coeficiente de Pearson antes mencionado llegando ahora hasta 0.437 ($p < .001$), confirmando la conclusión anterior.

Por tanto, en orden a este objetivo, partimos de que ambas variables de la estabilidad están significativamente relacionadas de forma lineal con la variable de la estabilidad secundaria; siendo eso sí la magnitud de la relación superior en ISQ final que en torque máximo de inserción.

Esto ya responde en gran medida al objetivo, pero queremos ir un paso más allá. Dado que existen correlaciones bivariadas, vamos a tratar de construir un modelo multivariante para predecir el coeficiente de estabilidad secundaria. Puesto que se ha observado que el ajuste lineal es algo mejor con las variables expresadas en Ln que en sus valores directos con unidad de medida, se ha optado por generar el modelo multivariante en Ln y mediante el método de los pasos sucesivos hacia adelante.

Los resultados que hemos obtenido (tabla 12) nos indican que en el primer paso el factor predictivo introducido es el Ln de la ISQ primaria ($B=0.40$) que es altamente significativo ($p<.001$) y que ya logra explicar por sí solo un elevado 34.0% de la variabilidad de los cambios en los Ln de la ISQ secundaria. En el intento de añadir en un segundo paso al Ln del torque de inserción como factor predictor, se ha encontrado que no ha sido posible dada su falta de significación ($p>.05$), es decir, que no mejora el modelo del paso anterior que contaba solo con la ISQ primaria como variable predictora de la estabilidad secundaria.

<i>Predictor</i>	<i>Coeficiente B</i>	<i>IC 95% de B</i>	<i>Test de contraste</i>		<i>R²</i>
			<i>Estadís- tico</i>	<i>P-valor</i>	
Paso 1: Ln de ISQ primaria	0.490	0.33 / 0.65	6.04**	.000	.340
Paso 2: Ln de Torque de inserción	0.017	-0.02 / 0.05	1.04 ^{NS}	.300	.010
Constante del modelo	2.239	1.54 / 2.94	6.36**	.000	---
N.S. = NO significativo ** = Altamente significativo					

Tabla 12. Regresión lineal múltiple. Modelo predictivo de la estabilidad secundaria (ISQ secundaria) desde la estabilidad primaria (ISQ primaria y torque de inserción).

En conclusión, el intento de construir un modelo múltiple es fallido, puesto que el resultado lo reduce a un modelo simple donde solamente la ISQ primaria es un predictor significativo y eficaz de la ISQ secundaria, independientemente del valor del torque máximo de inserción.

Sin embargo, y debido a la existencia de correlación estadísticamente significativa de las tres variables de manera independiente, se han creado tres modelos de regresión lineal simple (también en valores logarítmicos). La capacidad predictiva de estos modelos es igual al valor del ajuste lineal de cada uno de los análisis anteriores. Estos valores no son muy altos, por lo que conllevan un error de pronóstico.

1. Modelo de regresión lineal simple que nos permite predecir la ISQ primaria desde el torque de inserción. La capacidad predictiva del modelo será de un 37,5%. Dicha ecuación es:

$$\text{Ln}(\text{ISQ primaria}) = 4.02 + 0.10 \times \text{Ln}(\text{Torque de inserción})$$

2. Modelo de regresión lineal simple que nos permite predecir la ISQ secundaria a partir de la ISQ primaria. La capacidad predictiva de este modelo será de un 34%. El modelo construido es:

$$\ln(\text{ISQ secundaria}) = 2.24 + 0.49 \times \ln(\text{ISQ primaria})$$

3. Modelo de regresión lineal simple que nos permita predecir la ISQ secundaria desde el torque de inserción. La capacidad predictiva en este caso será de solo el 19,1%. El modelo obtenido es:

$$\ln(\text{ISQ secundaria}) = 4.18 + 0.06 \times \ln(\text{Torque de inserción})$$

A continuación, y para explicar el funcionamiento de estos modelos, vamos a realizar con un ejemplo la predicción de ISQ secundaria a partir del valor conocido de ISQ primaria, que será en este caso 70:

- \ln de 70 = 4.2485.
- $\ln(\text{ISQ secundaria}) = 2.24 + (0.49 \times 4.2485) = 4.3218$.
- Resultado en valor directo de **ISQ secundaria**: $\text{Ant } \ln \text{ de } 4.3218 \rightarrow 75.32$.

Por tanto, si tenemos un valor de ISQ primaria de 70, se puede esperar que en el 34% de los casos el valor de ISQ secundaria sea de 75.32.

Con este análisis damos por finalizada la primera parte de los resultados y procedemos a exponer lo observado en la segunda mitad del estudio.

SEGUNDA PARTE

1. Descripción de la muestra

Para esta segunda parte del estudio, se dispone de la información completa de 56 de los 73 implantes que se utilizaron en la primera. Esta pérdida de casos se debe por un lado a la imposibilidad de realizar a todos los pacientes el seguimiento completo de 36 meses que requiere el presente estudio y por otro lado a que 8 implantes no cumplían el mínimo de 2 mm de espesor de tejido blando que requería el presente estudio. Las 56 unidades muestrales válidas para los siguientes análisis estadísticos se reparten por pieza dental según se presenta en la tabla 13. La posición 36 es la más frecuente (10; 17.9%) seguido de varias otras (46, 15, 26 y 37).

<i>Nº Pieza</i>	<i>Frecuencia</i>	<i>Porcentaje</i>
13	1	1.8 %
14	4	7.1 %
15	5	8.9 %
16	4	7.1 %
17	1	1.8 %
24	4	7.1 %
25	2	3.6 %
26	5	8.9 %
27	1	1.8 %
35	1	1.8 %
36	10	17.9 %
37	5	8.9 %
42	1	1.8 %
45	2	3.6 %
46	6	10.7 %
47	4	7.1 %
Total	56	100 %

Tabla 13. Composición de la muestra: Por pieza dental. (N=56).

El resto de las características de estos implantes, se resumen en la tabla 14.

<i>Variable</i>	<i>Categoría</i>	<i>Frecuencia</i>	<i>Porcentaje</i>
Localización	Mandíbula inferior	29	51.8 %
	Maxilar superior	27	48.2 %
Sector	Molar	36	64.3 %
	Premolar	18	32.1 %
	Anterior	2	3.6 %
Tipo de hueso (Clasif. Lekholm y Zarb)	1 (más denso)	5	8.9 %
	2	10	17.9 %
	3	28	50.0 %
	4 (más esponjoso)	13	23.2 %
Diámetro del implante	3,75 mm	29	51.8 %
	4,25 mm	27	48.2 %
Longitud del implante	10,0 mm	29	51.8 %
	11,5 mm	27	48.2 %
Diámetro + Longitud	3,75 + 10,0	14	25.0 %
	3,75 + 11,5	15	26.8 %
	4,25 + 10,0	15	26.8 %
	4,25 + 11,5	12	21.4 %

Tabla 14. Estadística descriptiva. Características de los implantes de la muestra. (N=56).

Fiabilidad Intra-observador

Como se ha explicado en el apartado material y método, un mismo observador realizó las mediciones dos veces, por lo que se detalla a continuación la estadística necesaria para demostrar su fiabilidad:

Por lo general la fiabilidad inter-observador, o intra-observador, se analiza estadísticamente con el conocido Coeficiente Kappa de Cohen. Este coeficiente está específicamente construido para conocer la concordancia diagnóstica entre 2 ó más observadores o entre dos o más mediciones realizadas por el mismo observador. Sin embargo, su utilización exige que las variables en las que se expresa la medición sean de tipo nominal categórico, o al menos que estén categorizadas bajo los mismos criterios para todos los observadores. En nuestro caso no es así. Las variables que se obtienen por parte de las dos observaciones (O1 y O2) son cuantitativas y tienen que ser tratadas como tales. Ante esta situación, para verificar el grado de coincidencia entre los valores obtenidos por estas dos observaciones (fiabilidad de la medida) se ha recurrido a un doble procedimiento. De un lado, se ha procedido a correlacionar ambas observaciones entre sí, empleando para ello: (a) diagramas de dispersión y (b) el coeficiente de correlación de Pearson. Con este método, la relación

entre ambas observaciones para ser fiable tiene que: (a) presentar un diagrama con sus puntos prácticamente en línea recta creciente y (b) obtener un valor del coeficiente muy cercano a la unidad y con signo positivo (+1). Por otro lado, para demostrar que los valores obtenidos son similares (lo ideal es que fueran iguales; es decir que su diferencia fuese 0 para cada caso estadísticos), se ha creado una variable de diferencia entre los valores obtenidos por una y otra observación. La media de estas diferencias debe ser igual a cero, lo que someteremos a prueba mediante un *test de Student*.

Todo este procedimiento se ha aplicado con el parámetro pérdida ósea crestal (CBL), en cada uno de sus 5 tiempos de medición (desde T-basal hasta T-3 años).

Los diagramas de dispersión que se han obtenido (figs. Desde 37 a 41), nos muestran muy claramente cómo los puntos que asocian emparejados los valores registrados para ambos observadores, se sitúan sobre una línea recta creciente, con mínima variaciones (salvo un par de puntos en T-basal y en T-0).

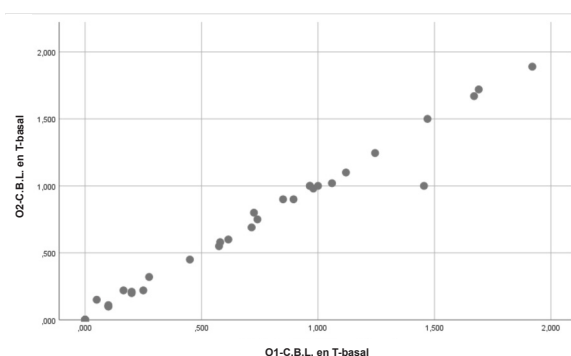


Figura 37. Diagrama de Dispersión. Relación entre los valores obtenidos en las observaciones 1 y 2, en la pérdida ósea crestal en T-basal.

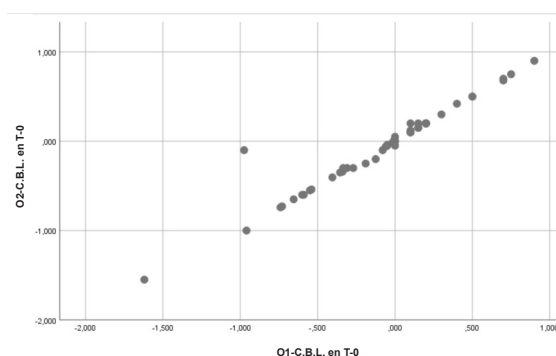


Figura 38. Diagrama de Dispersión. Relación entre los valores obtenidos en las observaciones 1 y 2, en la pérdida ósea crestal en T-0.

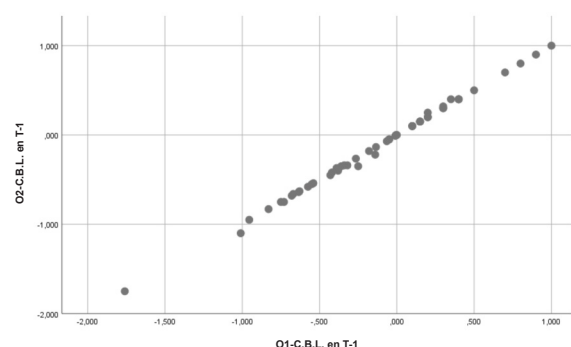


Figura 39. Diagrama de Dispersión. Relación entre los valores obtenidos en las observaciones 1 y 2, en la pérdida ósea crestal en T-1 año.

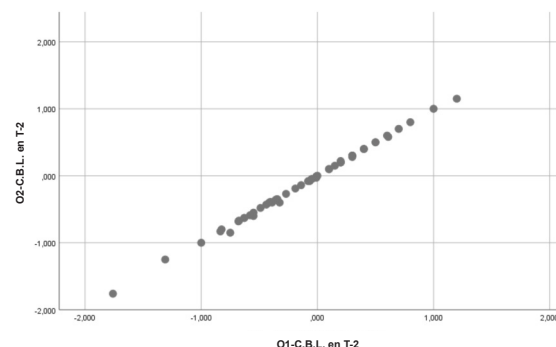


Figura 40. Diagrama de Dispersión. Relación entre los valores obtenidos en las observaciones 1 y 2, en la pérdida ósea crestal en T-2 años.

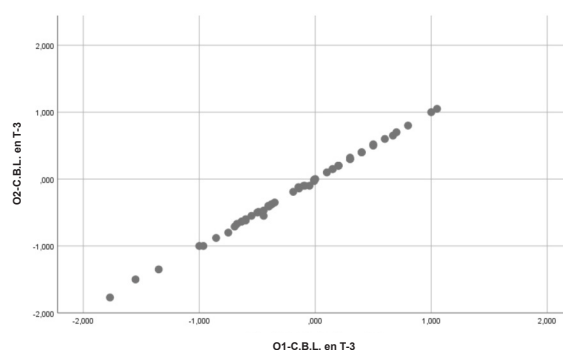


Figura 41. Diagrama de Dispersión. Relación entre los valores obtenidos en las observaciones 1 y 2, en la pérdida ósea crestal en T-3 años.

Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 25.

Por tanto, esto es ya un claro indicador de una alta fiabilidad en las mediciones. Se procedió a correlacionar estas parejas de variables, obteniendo los siguientes resultados (ver tabla 14) que son todos muy altamente significativos con $p < .000001$: (1) En T-basal: $r = .965$, (2) en T-0: $r = .993$; (3) en T-1 año: $r = .928$; (4) en T-2 años: $r = .999$ y (5) en T-3 años: $r = .999$

Es decir que según estos resultados, el grado de concordancia entre los valores de una y otra observación es muy elevado, casi perfecto (+1) demostrando sobradamente la alta fiabilidad en las medidas tanto de O1 como de O2.

Pero aun así, nos queda demostrar que estos valores son prácticamente idénticos (diferencia igual a 0) por cuanto estas elevadas correlaciones se podría haber obtenido también pero con valores distintos si una de las observaciones estuviese cometiendo un error sistemático (por ejemplo, sumar constantemente: 0,1 mm). Este es el motivo del empleo del Test Student de contraste con las variables de diferencia entre los valores O1 y O2. Sus resultados se resumen en la tabla 15 que sigue. Y desde ellos se puede concluir que en todas las mediciones la media de las diferencias entre los valores de O1 y O2 es cero; es decir, que tenemos pruebas estadísticas sólidas para aceptar que las diferencias entre los valores obtenidos por ambas observaciones son nulas.

VARIABLE	Media (D.E.)	Min. / Máx.	Valor de prueba	Test T Student		Coeficiente de correlación intraobservador	
				Valor	P-Sig	Valor	P-Sig
Diferencia en T-basal	0.003 (0.066)	-0.100 / 0.455	0	0.30 ^{NS}	.763	.965	.000
Diferencia en T-0	-0.017 (0.120)	-0.875 / 0.075	0	1.07 ^{NS}	.291	.993	.000
Diferencia en T-1 año	0.003 (0.024)	-0.050 / 0.100	0	1.03 ^{NS}	.308	.928	.000
Diferencia en T-2 años	0.004 (0.022)	-0.060 / 0.100	0	1.30 ^{NS}	.298	.999	.000
Diferencia en T-3 años	0.005 (0.020)	-0.050 / 0.105	0	1.70 ^{NS}	.094	.999	.000
N.S. = NO significativo							

Tabla 15. Análisis inferencial: Contraste sobre el valor de una media. Fiabilidad intra-observador. Valores de las Diferencias entre observaciones en cada momento temporal. Pérdida ósea crestal.

Según todo lo anterior, queda sobradamente probada la fiabilidad de las mediciones, así que se pueden emplear indistintamente los resultados obtenidos por cualquiera de las dos observaciones.

A continuación, se procede a realizar los procedimientos estadísticos necesarios para dar respuesta a los **objetivos específicos** referentes a la **pérdida ósea CRESTAL**:

1. Valorar si la **pérdida ósea crestal** varía en función de la posición del implante, *yuxtacrestal* o *subcrestal*, desde el momento de colocación hasta finalizado el período de 3 años de seguimiento.
2. Determinar si la **pérdida ósea crestal** está relacionada con la estabilidad del implante: torque de inserción, ISQ primaria e ISQ secundaria.
3. Determinar si la **pérdida ósea crestal** está relacionada con diferentes parámetros relacionados con el implante o el paciente: longitud, diámetro, tipo de hueso, localización y sexo.

2. Pérdida Ósea Crestal. (*Crestal Bone Loss. CBL*)

Como explicamos en el apartado material y método, analizamos dos tipos de pérdida ósea: crestal y marginal. La diferencia entre una y otra radica en la posición ósea inicial que se toma como referencia en T-basal para realizar, a partir de ese punto, las medidas sucesivas del hueso periimplantario. Por tanto, analizamos en primer lugar la **pérdida ósea crestal**, en la que el punto de referencia inicial es el límite más coronal de la cresta ósea. En segundo lugar, estudiamos la **pérdida ósea marginal**: en esta medición, la referencia ósea inicial es el punto donde el hueso contacta por primera vez con el implante -fBIC-. Una vez recordados estos conceptos se inicia el análisis de la pérdida ósea crestal (CBL), medida en los 56 implantes durante 5 momentos de observación: (a) T-basal: momento de la colocación del implante, (b) T0: cuando se coloca la prótesis implantosoportada, (c) T1: un año tras la carga protésica del implante, (d) T2: al cumplirse los 2 años tras la colocación de la prótesis, y (e) T3: al llegar a los 3 años, momento en el que concluye el seguimiento.

2.1. PÉRDIDA ÓSEA CRESTAL EN FUNCIÓN DE LA POSICIÓN DEL IMPLANTE

El total de implantes de la muestra se dividió en dos grupos en función de la posición de colocación, diferenciándose por tanto dos categorías: **Yuxtacrestal** (cuando el implante se coloca justo a nivel del margen óseo) y **Subcrestal** (si el implante se coloca por debajo de la cresta ósea). Estas categorías tienen un número de implantes similar (26 y 30 respectivamente). Se ha procedido a verificar si estas variables de medición de la pérdida ósea en este caso crestal, varían en función de la posición del implante. Para el contraste entre ellos, se ha recurrido al *Test de Student* en las variables que se ajustan a la normalidad estadística y a la alternativa no-paramétrica del Test U de Mann-Whitney en la medida en T-basal que no se distribuye normalmente. Se completa el estudio con el tamaño del efecto expresado como R^2 (y calculado desde la “d” de Cohen).

Los resultados se resumen en la tabla 16, pudiéndose observar que en todos los tiempos de medida los valores medios de los implantes colocados en yuxtacrestal son negativos, con la excepción del T-basal donde el valor medio es 0; sin embargo, los valores medios de los implantes colocados en posición subcrestal son positivos en todas las mediciones, incluido en el T-basal. Estas evidentes diferencias resultan altamente significativas ($p < .001$) y equivalentes a tamaños del efecto muy grande, siendo similares en todos los momentos de medición de la pérdida ósea crestal (entre el 44.8% y el 50.3%) alcanzado el máximo en el momento T-basal, y muy cerca de él, en el momento T-3, cuando finaliza el seguimiento.

VARIABLES	Media (Desviac. Estándar)		Test de Contraste		Tamaño del efecto: R^2
	Yuxtacrestal (n=26)	Subcrestal (n=30)	Valor	p-valor	
Posición ósea en T-basal	0.00 (0.00)	0.77 (0.53)	ZU=6.75**	.000	.503
T-0	-0.40 (0.39)	0.23 (0.27)	t=7.16**	.000	.487
T-1	-0.47 (0.39)	0.21 (0.38)	t=6.62**	.000	.448
T-2	-0.51 (0.40)	0.26 (0.42)	t=6.98**	.000	.474
T-3	-0.58 (0.45)	0.25 (0.41)	t=7.28**	.000	.495

** = Altamente significativo.

Tabla 16. Diferencia de medias. Variables de Pérdida ósea crestal durante los 5 momentos de medición, en función de la posición del implante. (N=56).

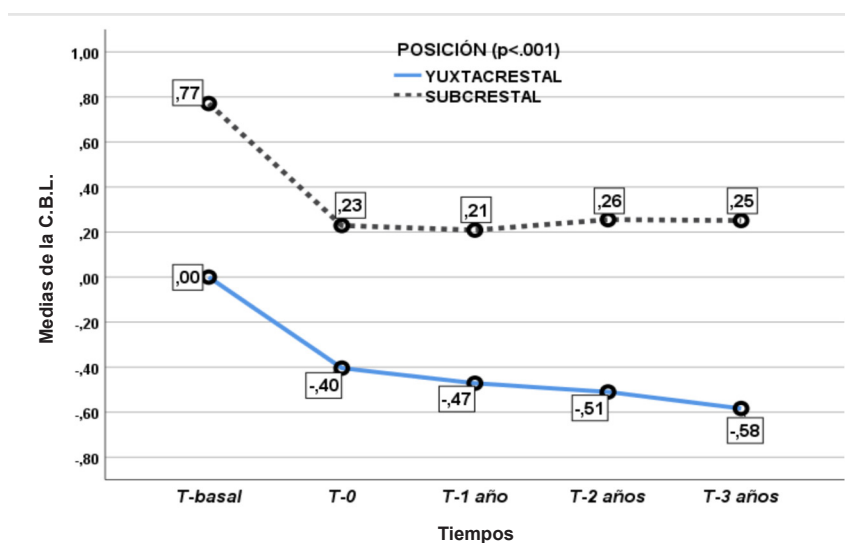


Figura 42. Diagrama de Medias. Variación de los valores medios de pérdida ósea crestal en función del tiempo y de la posición del implante.

Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 25.

Por tanto, estos resultados son una evidencia estadística muy sólida de la existencia de diferencias entre las dos posiciones de los implantes, siendo en todos los momentos de medida los valores del tipo yuxtacrestal aritméticamente inferiores a los valores del tipo subcrestal.

Por otra parte, la figura 42 además de mostrar la diferencia ya comentada, nos deja observar que la evolución temporal en ambas posiciones de implante es bastante similar en su arranque: fuerte caída desde el T-basal hasta el T-0, reduciéndose el descenso al llegar al momento T-1.

V. RESULTADOS

Sin embargo, posteriormente tiene un desarrollo distinto especialmente en T-2 y T-3. Ello sugiere que la evolución temporal de estos valores es distinta según la posición del implante.

Para verificarlo, se han creado 4 variables para las diferencias aritméticas entre los 5 tiempos de medida. La tabla 17 resume los test de comparación de estas diferencias en función de la posición del implante. De sus resultados podemos concluir que:

1. Los cambios observados entre T-basal y T-0, y desde éste hasta el T-1, son similares en ambas posiciones del implante, puesto que no existen diferencias que alcancen significación estadística ($p > .05$) ni tampoco efectos a tener en cuenta, que justifiquen pensar en distinta evolución hasta el primer año, en función de la posición.
2. Sin embargo: (a) la diferencia que corresponde al cambio desde T-1 a T-2 es muy distinta en la posición subcrestal con respecto a la yuxtacrestal, llegándose a una alta significación estadística ($p < .001$) con efecto grande de casi el 22%; mientras que (b) la diferencia que indica el cambio de T-2 a T-3 también tiene significación ($p < .05$) aunque con efecto más moderado (7.8%).

VARIABLES	Media (Desviac. Estándar) / n		Test de Contraste		Tamaño del efecto: R^2
	Yuxtacrestal (n=26)	Subcrestal (n=30)	/Valor/	p-valor	
Diferencia de T-basal a T-0	0.40 (0.39)	0.54 (0.52)	t=1.10 ^{NS}	.274	.022
Diferencia de T-0 a T-1	0.07 (0.08)	0.02 (0.20)	t=1.13 ^{NS}	.262	.023
Diferencia de T-1 a T-2	0.04 (0.08)	-0.05 (0.09)	t=3.89 ^{**}	.000	.219
Diferencia de T-2 a T-3	0.07 (0.18)	0.01 (0.03)	t=2.14 [*]	.037	.078
N.S. = NO significativo * = Significativo ** = Altamente significativo					

Tabla 17. Diferencia de medias. Variables de las diferencias en la Pérdida ósea crestal entre tiempos a lo largo del seguimiento, en función de la posición del implante. (N=56).

En conclusión, la pérdida ósea crestal es siempre mayor en los implantes en posición yuxtacrestal (fig.42), además de mostrar una evolución diferente a lo largo del periodo de seguimiento con respecto a la posición subcrestal.

Por este motivo, para que el estudio de la evolución temporal nos lleve a saber si hay significación estadística entre unos tiempos de medida y otros a lo largo del seguimiento, debemos de analizar los datos de cada posición por separado.

2.2. VARIACIÓN TEMPORAL DE LA PÉRDIDA ÓSEA CRESTAL EN LA POSICIÓN YUXTACRESTAL

La tabla 18 contiene la descriptiva básica de la pérdida ósea crestral en cada uno de los 5 momentos de medida de los implantes situados en la posición yuxtacrestal. Como se observa en ella:

- En T-basal, todos los valores son cero, como es lógico.
- En T-0, momento de colocación del implante, aparecen valores negativos de hasta -1.62 mm (aunque se mantienen 3 casos con valor 0). En este momento la media de la pérdida ósea crestral es de -0.40 mm (IC: -0.56 a -0.25 mm).
- En T-1, la pérdida es algo mayor llegando hasta un máximo de -1.76 mm, sin que haya valores 0 (aunque sí muy cercanos) y con una media de -0.47 mm. Esta situación se mantiene muy similar en los momentos de medición T-2 y T-3.

Se ha empleado el método de ANOVA de medidas repetidas para comprobar, si consideradas en su conjunto, existen variaciones significativas asociadas al momento de medición. El resultado de este test (también en tabla 16), es que efectivamente hay cambios en la pérdida ósea crestral que son altamente significativos ($p < .001$) y correspondientes a un tamaño del efecto muy grande (casi del 58%). En conclusión, tenemos evidencias estadísticas muy sólidas para aceptar que, de manera global, la pérdida ósea crestral en los implantes yuxtacrestales varía en función del momento de medida, obteniéndose en todos los casos valores negativos.

VARIABLE	Centralidad				Variabilidad		
	Media	I.C. 95% para la media		Mediana	Rango (Min. / Máx.)	Desviación estándar	Amplitud intercuartil
		Lim. Inf.	Lim. Sup.				
Posición ósea en T-basal	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00 / 0.00	0.00	0.00
T0	-0.40	-0.56	-0.25	-0.34	-1.62 / 0.00	0.39	0.56
T1	-0.47	-0.63	-0.31	-0.39	-1.76 / -0.01	0.39	0.52
T2	-0.51	-0.67	-0.35	-0.41	-1.76 / -0.01	0.40	0.45
T3	-0.58	-0.76	-0.40	-0.47	-1.77 / -.001	0.45	0.47

Tabla 18. Análisis descriptivo. Variables de Pérdida ósea crestral, en la posición yuxtacrestal, durante los 5 momentos de medición. (N=26). ANOVA MR: $F=34.31$; $p\text{-valor}=.000$; $R^2=.579$.

V. RESULTADOS

A continuación, se procedió a comparar entre cada dos tiempos consecutivos (fig. 43), obteniendo los siguientes resultados:

1. Desde T-basal hasta T-0, la diferencia media en CBL es de 0.40 mm (IC: 0.25 – 0.56 mm) que es altamente significativa con $p < .001$ ($F=27.84$; $p\text{-valor}=.000$), con un tamaño del efecto muy alto ($R^2=.527$). Por tanto, se concluye que la media de CBL en T0 es mucho menos que en T-basal.
2. Desde T-0 hasta T-1, la diferencia en CBL es de ya solo 0.07 mm (IC: 0.03 – 0.10 mm), pero mantiene su alta significación estadística con $p < .001$ ($F=16.96$; $p\text{-valor}=.000$) así como el efecto aún muy grande ($R^2=.404$). En consecuencia, podemos concluir que la media de CBL al llegar a T-1 es inferior que en T-0.
3. Desde T-1 hasta T-2 la diferencia se reduce a 0.04 mm (IC: 0.01 – 0.07 mm), aunque sigue siendo estadísticamente significativa, con $p < .05$ ($F=6.43$; $p\text{-valor}=.018$) y equivalente a un tamaño del efecto grande, aunque menor a los anteriores ($R^2=.205$). Según esto, de nuevo podemos concluir que existe descenso de CBL al llegar a T-2.
4. Finalmente se observa que la diferencia desde T-2 hasta T-3 aumenta en cuantía levemente, llegando a un valor de 0.07 mm, pero también en variabilidad (IC: 0.00 – 0.14 mm), lo que hace que, aunque sea una diferencia mayor a la anterior, sea menos significativa y con algo menos de efecto ($F=4.60$; $p\text{-valor}=.042$; $R^2=.155$). A pesar de esto, los datos aportan de nuevo suficiente evidencia estadística como para admitir que sigue habiendo un valor de CBL menor al llegar a la última medida.

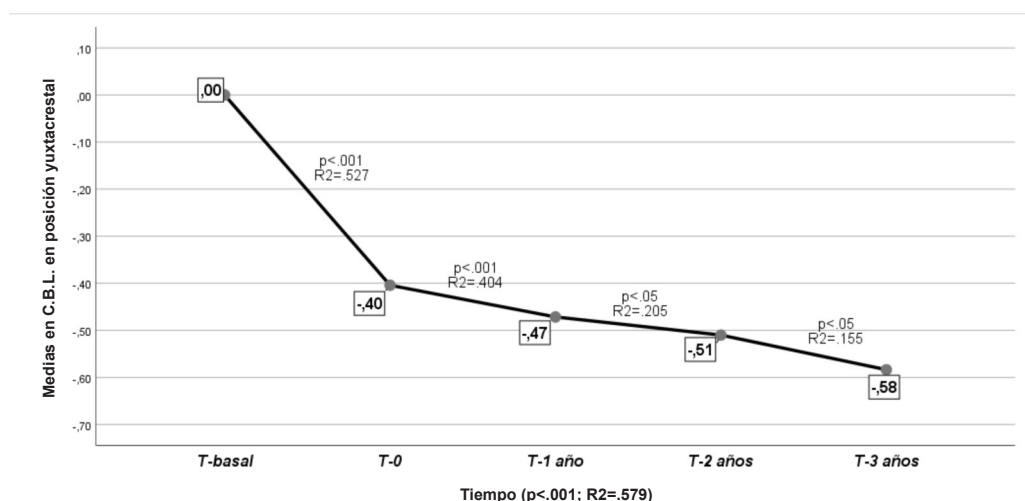


Figura 43. Diagrama de Medias. Variación de los valores medios de CBL en función del tiempo, en la posición yuxtacrestal (N=26).

Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 25.

2.3. VARIACIÓN TEMPORAL DE LA PÉRDIDA ÓSEA CRESTAL EN LA POSICIÓN SUBCRESTAL

Repetimos el procedimiento anterior pero ahora con los valores correspondientes a los implantes colocados en posición subcrestal. La tabla 19 presenta la descriptiva básica de la pérdida ósea crestal en cada uno de los 5 tiempos de medida. Se observa que:

- En T-basal, se han encontrado valores dentro del rango de 0.05 a 1.92 mm, con una media de 0.77 mm (IC: 0.57 – 0.97 mm). Esto nos indica, que los implantes subcrestales se colocaron a una media de 0,77 mm de profundidad con respecto a la cresta ósea.
- En T-0, en la colocación del implante, aparecen ya algunos valores negativos (hasta -0.34 mm, pero solo en 2 casos). La media de la CBL es ahora de 0.23 mm (IC: 0.13 - 0.33 mm).
- En T-1, se sigue incrementando la aparición de valores negativos (hasta 5) llegando a un máximo de -0.64 mm. También hay 1 caso con valor 0. La media tras un año de carga del implante es de 0.21 mm (IC: 0.07 a 0.35 mm).
- En T-2, se incrementa en 1 caso la existencia de valores negativos (6) alcanzándose como valor más bajo: -0.63 mm; lo que junto a 1 caso con valor 0, nos lleva a una media de 0.26 mm (IC: 0.10 a 0.41 mm).
- Y finalmente en T-3, se mantienen los 6 casos con valores negativos, así como valor más bajo el -0.64 mm; más 1 valor 0. La media es casi igual a la anterior: 0.25 mm (IC: 0.10 a 0.40 mm).

De nuevo se utilizó el procedimiento de ANOVA de medidas repetidas para comprobar si en conjunto los cambios son significativos. El resultado obtenido (tabla 18), nos lleva a concluir que las modificaciones en los valores de CBL de los implantes subcrestales a lo largo de este tiempo de seguimiento son altamente significativas ($p < .001$) y con un tamaño del efecto muy grande (del 43.6%) aunque algo inferior al que se halló en el estudio de la posición yuxtacrestal. Por tanto, se han encontrado evidencias estadísticas muy sólidas para admitir que en general, la pérdida ósea crestal de los implantes en posición subcrestal varía en función del momento de medida.

V. RESULTADOS

VARIABLE	Centralidad				Variabilidad		
	Media	I.C. 95% para la media		Mediana	Rango (Min. / Máx.)	Desviación estándar	Amplitud intercuartil
		Lim. Inf.	Lim. Sup.				
Posición ósea en T-basal	0.77	0.57	0.97	0.73	0.05 / 1.92	0.53	0.84
T0	0.23	0.13	0.33	0.18	-0.34 / 0.90	0.27	0.23
T1	0.21	0.07	0.35	0.20	-0.64 / 1.00	0.38	0.30
T2	0.26	0.10	0.41	0.25	-0.63 / 1.20	0.42	0.43
T3	0.25	0.10	0.40	0.25	-0.64 / 1.05	0.41	0.43

Tabla 19. Análisis descriptivo. Variables de Pérdida ósea crestal, en la posición subcrestal, durante los 5 momentos de medición. (N=30). ANOVA MR: F=22.41; p-valor=.000; R²=.436.

Para completar el análisis realizado, se procedió a comparar las diferencias entre cada par de tiempos consecutivos (fig. 44), obteniendo los siguientes resultados:

1. Desde T-basal hasta T-0, la diferencia media en la CBL es de 0.54 mm (IC: 0.35 – 0.74 mm); diferencia que es altamente significativa con $p < .001$ (F=32.49; p-valor=.000), y que se acompaña de un tamaño del efecto muy grande (R²=.528). En consecuencia, se puede concluir que la media de CBL en T0 es mucho menor que en la T-basal, produciéndose un descenso en el nivel ósea desde la colocación del implante hasta la carga protésica del implante.
2. Desde el momento T-0 hasta la medida en T-1, la diferencia en la CBL es de 0.02 mm (IC: -0.05 – 0.09 mm). Esta pequeña diferencia ha perdido su significación estadística, $p > .05$ (F=0.32; p-valor= .575; tamaño del efecto: .011). Por tanto, no tenemos evidencia estadística suficiente para afirmar que la media de CBL al llegar a T-1 sea inferior que la que se tenía en T-0.
3. Desde T-1 hasta T-2, se produce un incremento de 0.05 mm (IC: -0.08 – -0.01 mm) que alcanza significación estadística con $p < .01$ (F=9.01; p-valor=.005) y con un tamaño del efecto grande (R²=.237). En consecuencia, se han encontrado suficientes evidencias estadísticas como para admitir que, durante este espacio de tiempo, no solo se ha frenado el descenso de la CBL, si no que se ha producido un aumento al medir los implantes tras el segundo año de carga protésica.
4. Finalmente, se ha encontrado que la diferencia desde T-2 hasta T-3 es prácticamente nula: 0.01 mm (IC: -0.01 – 0.02 mm), por lo que no puede haber significación estadística

($p > .05$) ni efecto diferencial ($F=0.45$; $p\text{-valor}=.509$; $R^2=.015$); por lo que estos datos nos permiten concluir que el valor de CBL se mantiene estable y sin variaciones significativas con respecto al año anterior.

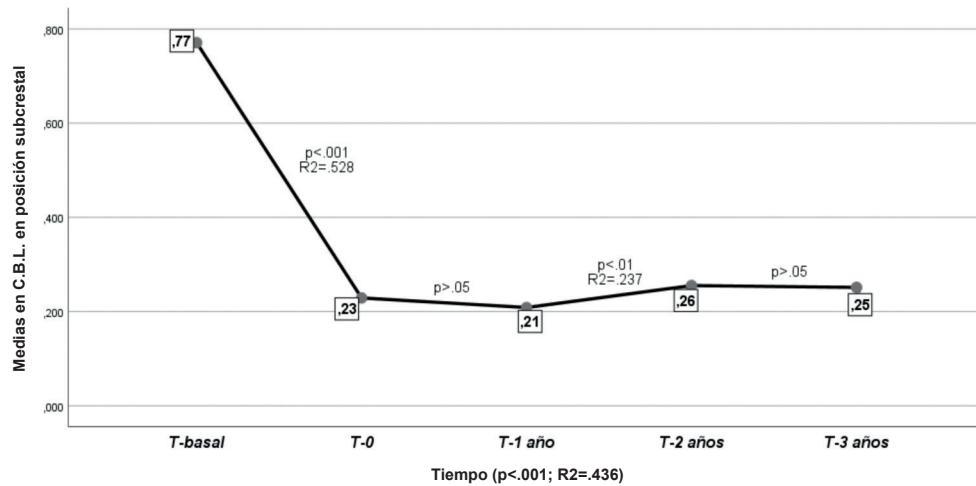


Figura 44. Diagrama de Medias. Variación de los valores medios de CBL en función del tiempo, en la posición subcrestal (N=30).

Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 25.

2.4. PÉRDIDA ÓSEA CRESTAL TOTAL

A continuación, vamos a revisar la pérdida ósea crestral total comparando ambas posiciones: (a) la pérdida ósea crestral total en los implantes en posición **yuxtacrestal** está dentro del rango: -0.01 a -1.77 mm (mediana: -0.47) y con valor medio de **-0.58 mm.**; en tanto que (b) en los implantes en **subcrestal** está dentro del rango: -1.64 a 0.47 mm (mediana: -0.43) con valor medio de **-0.52 mm.** Por tanto, la pérdida crestral total es muy similar en ambas posiciones (fig. 10) sin que esta diferencia llegue a la significación estadística, $p > .05$; (Student: $t=0.44$; $p\text{-valor}=.663$; $R^2=.004$).

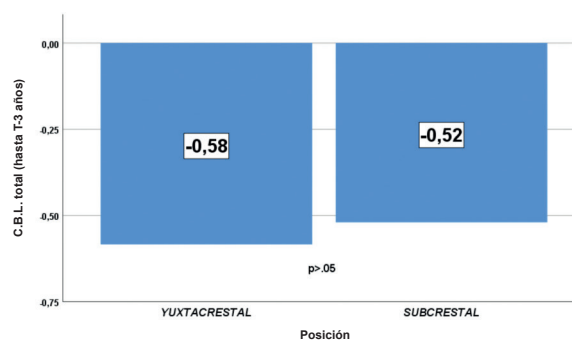


Figura 45. Diagrama de Medias. Valores medios de la Pérdida Ósea crestral total, según la posición. (N=56).

Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22.

2.5. RELACIÓN DE LA PÉRDIDA ÓSEA CRESTAL TOTAL CON OTRAS VARIABLES

Para completar este estudio estadístico, se procedió a correlacionar esta última variable de la pérdida ósea crestral total (es decir, la alcanzada tras los 3 años de seguimiento) con las variables: estabilidad primaria (ISQ primaria), torque de inserción (IT máx.), estabilidad secundaria (ISQ secundaria), longitud, diámetro, tipo de hueso, localización y sexo. Estos análisis se han realizado de nuevo por separado, para los implantes en posición yuxtacrestal y para los colocados a nivel subcrestal. Los resultados se presentan a continuación por factores.

2.5.1. Relación de la Pérdida ósea crestral total con la estabilidad primaria ISQ

Para el estudio de estas relaciones, dado el suficiente ajuste a la normalidad estadística de todas ellas, se ha recurrido de nuevo al Coeficiente de Pearson tras verificar previamente la tendencia a la linealidad mediante los correspondientes diagramas de dispersión.

Las figuras 46 y 47 corresponden a la relación entre la CBL total y los valores de ISQ primaria, en cada una de las dos posiciones.

En el caso de los implantes yuxtacrestales, en la gráfica se comprueba que, en caso de existir relación, esta no sería de una forma distinta a la lineal. Pero también nos deja bastantes dudas al respecto de que existencia una relación. En esta línea, el coeficiente de Pearson que obtenemos es muy bajo y por ello no significativo ($r=-0.03$; $p=.448$). Por tanto, concluimos que en esta posición la pérdida ósea crestral total no depende de la estabilidad primaria medida mediante el análisis de frecuencia de resonancia (ISQ primaria).

Sin embargo, en el caso de los implantes subcrestales, el gráfico sí que sugiere una tendencia hacia una relación de tipo lineal. Impresión que se confirma con el valor del coeficiente de correlación que es de intensidad moderada-alta y estadísticamente significativo con $p<.01$ a pesar de lo reducido del N ($r=-0.51$; $p=.002$). En consecuencia, hemos encontrado evidencia estadística para poder aceptar que, en esta posición, la pérdida ósea crestral total sí que depende de la estabilidad primaria (ISQ primaria).

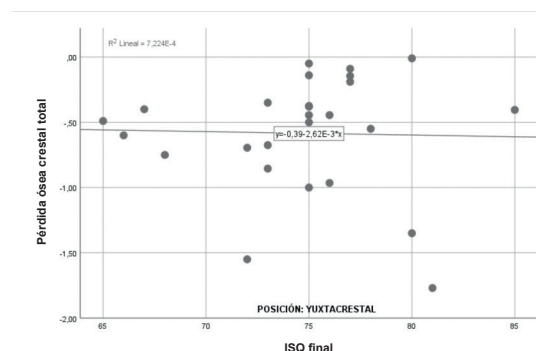


Figura 46. Diagrama de Dispersión.
Relación entre pérdida ósea cresta total y
estabilidad primaria ISQ primaria en yuxtacrestal.

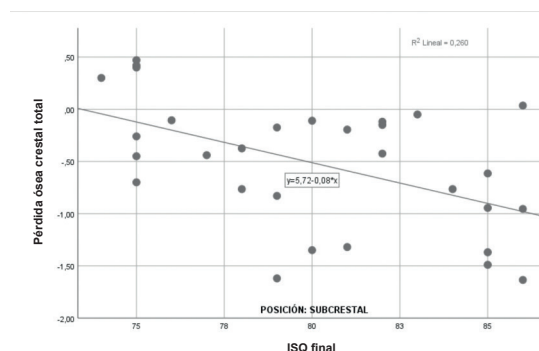


Figura 47. Diagrama de Dispersión.
Relación entre pérdida ósea cresta total y
estabilidad primaria ISQ primaria en subcrestal.

Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 25.

El signo negativo del coeficiente de correlación, indica que la relación entre las variables es matemáticamente inversa: es decir, que asocian los valores altos de una variable a los valores bajos de la otra. Observando el gráfico se puede ver mejor que, la tendencia correlacional encontrada, nos muestra que a mayor valor de ISQ primaria menor valor (aritmético) de la pérdida ósea cresta total, lo que significa tener una mayor pérdida ósea.

2.5.2. Relación de la Pérdida ósea cresta total con el torque de inserción

Las figuras 48 y 49 representan la relación entre la pérdida ósea cresta total y los valores del torque de inserción en cada posición de colocación del implante.

En los implantes yuxtacrestales, el diagrama no sugiere ningún tipo de relación entre las variables. En este mismo sentido, el coeficiente de Pearson alcanza un valor muy bajo y no significativo ($r=-0.06$; $p=.385$). Por tanto, tenemos que concluir que en esta posición la pérdida ósea cresta total no depende del torque de inserción.

Por su parte, en los implantes subcrestales el diagrama sugiere una cierta tendencia hacia una relación lineal. En esta línea, el valor del coeficiente de correlación es de intensidad moderada y estadísticamente significativo ($p<.05$) aunque sea por escaso margen ($r=-0.31$; $p=.045$). Por tanto, nuestros datos apuntan a que, en esta posición, existe también una relación entre la pérdida ósea cresta total y el torque de inserción, tal que, como en el apartado anterior, se asocian los valores altos de una variable con los valores bajos de la otra; por tanto: a mayor valor del torque, menor valor aritmético de la pérdida ósea cresta total, que significa tener una mayor pérdida ósea cuanto mayor fuese el torque de inserción al que se colocó el implante.

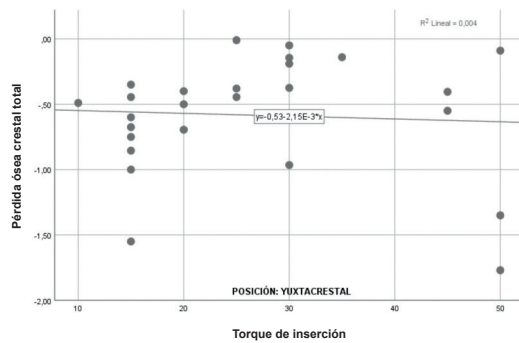


Figura 48. Diagrama de Dispersión.
Relación entre P.O. crestral total y
el torque de inserción en yuxtacrestal.

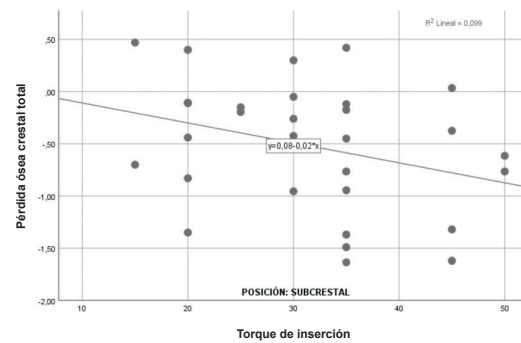


Figura 49. Diagrama de Dispersión.
Relación entre P.O. crestral total y
el torque de inserción en subcrestal.

Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 25.

2.5.3. Relación de la Pérdida ósea crestral total con la estabilidad secundaria ISQ

Las figuras 50 y 51 nos muestran la relación entre la pérdida ósea crestral total y los valores de ISQ tras el periodo de osteointegración en cada una de las dos posiciones del implante.

En ambas se aprecian ajustes lineales similares, que nos indican que de haber relación ésta sería lineal. Pero la situación de los puntos dentro de la nube parece sugerir que en realidad no habrá correlaciones. Los coeficientes obtenidos: (a) no alcanzan la significación estadística ($p > .05$) en los yuxtacrestales ($r = 0.23$; $p = .128$), aunque su valor ($> .20$ en absoluto) podría estar indicando la existencia de una leve relación; en tanto que (b) sí que es estadísticamente significativa ($p < .05$) y de sentido inverso ($r = -0.42$; $p = .011$) en los subcrestales.

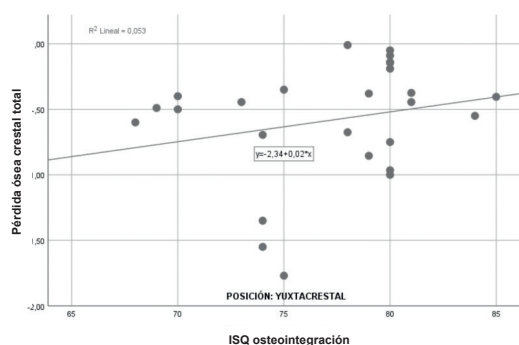


Figura 50. Diagrama de Dispersión. Relación
entre pérdida ósea crestral total y estabilidad
secundaria ISQ final en yuxtacrestal.

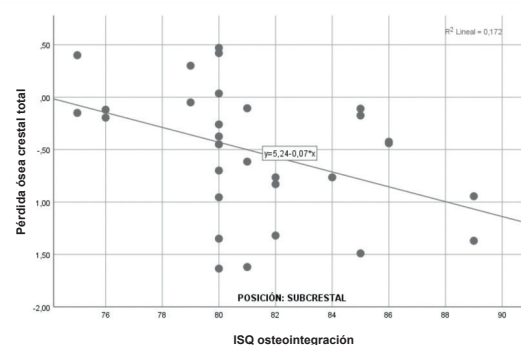


Figura 51. Diagrama de Dispersión. Relación
entre pérdida ósea crestral total y estabilidad
secundaria ISQ final en subcrestal.

Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 25.

2.5.4. Relación de la Pérdida ósea crestral total con la longitud del implante

Se han encontrado mínimas diferencias en la pérdida ósea crestral total en la posición yuxtacrestal y algo superior en la subcrestal, entre las dos longitudes. Estas diferencias no tienen significación estadística ($p > .05$; y efectos nulos o muy bajos, tabla 20) y, por tanto, no pueden ser tomadas como evidencia de relación de este factor con la CBL total en ninguna de las dos posiciones del implante.

VARIABLE / Posición	Media (Desviac. Estándar) / n		Test T de Student		Tamaño del efecto: R^2
	Longitud 10,0 mm	Longitud 11,5 mm	Valor	p-valor	
CBL en Yuxtacr. (N=26)	-0.58 (0.41) / 11	-0.59 (0.49) / 15	0.04 ^{NS}	.966	.000
CBL en Subcr. (N=30)	-0.45 (0.56) / 18	-0.63 (0.70) / 12	0.80 ^{NS}	.432	.022
N.S. = NO significativo					

Tabla 20. Diferencia de medias: *Test de Student*. Pérdida ósea crestral total (CBL), en función del efecto de la Longitud, para cada posición del implante.

2.5.5. Relación de la Pérdida ósea crestral total con el diámetro del implante

Al estudiar el diámetro del implante como posible factor explicativo de esta pérdida ósea crestral total (tabla 21), se observa que mientras que en los yuxtacrestales la diferencia no llega a la significación estadística ($p > .05$) de forma sólida, en los subcrestales se podría hablar de una casi significación ($p < .10$) que junto a un tamaño del efecto moderado-alto (10.4%) indican una tendencia de relación entre este factor y la CBL total. Los datos parecen indicar que el valor medio de esta variable sería aritméticamente menor (más pérdida ósea) en los diámetros de 4,25mm. En conclusión, si bien es cierto que no tenemos evidencia estadística suficiente para poder afirmar que el diámetro sea un factor diferencial con respecto a la pérdida ósea en la posición yuxtacrestal; sí que tenemos una sospecha de un posible efecto del diámetro en la posición subcrestal, con una tendencia a mayor pérdida en los implantes de mayor diámetro, pero sin significación estadística.

V. RESULTADOS

VARIABLE / Posición	Media (Desviac. Estándar) / n		Test T de Student		Tamaño del efecto: R²
	Diám. 3,75 mm	Diám. 4,25 mm	Valor	p-valor	
CBL en Yuxtacr. (N=26)	-0.54 (0.38) / 18	-0.68 (0.60) / 8	0.71 ^{NS}	.485	.020
CBL en Subcr. (N=30)	-0.26 (0.58) / 11	-0.67 (0.60) / 19	1.80 ^{NS}	.083	.104
N.S. = NO significativo					

Tabla 21. Diferencia de medias: *Test de Student*. Pérdida ósea crestral total (CBL), en función del efecto del Diámetro, para cada posición del implante.

2.5.6. Relación de la Pérdida ósea crestral total el tipo de hueso

En el contraste de la pérdida ósea crestral total en función del tipo de hueso (tabla 22), se observan valores medios indicativos de mayor pérdida ósea en los huesos más densos (tipos 1 y 2). Estas diferencias no alcanzan significación estadística ($p > .05$) en ninguna de las dos posiciones. Sin embargo, sus respectivos tamaños del efecto (8.3% y 14.6%) sugieren la existencia de una relación que se podría verificar con muestra de mayor N. Por tanto, aunque no hemos encontrado evidencias estadísticas sólidas y suficientes para poder afirmar que el tipo de hueso es un factor diferencial en la pérdida ósea crestral total, sí que tenemos indicios de que podría serlo en el sentido arriba comentado, en ambas posiciones y especialmente en la subcrestral, produciéndose mayor pérdida en huesos más densos.

VARIABLE / Posición	Media (Desviac. Estándar) / n			ANOVA de 1 factor		Tamaño del efecto: R²
	Tipos 1+2 (denso)	Tipo 3	Tipo 4 (esponjoso)	Valor	p- valor	
CBL en Yuxtacr. (N=26)	-0.84 (0.69) / 5	-0.52 (0.44) / 15	-0.52 (0.11) / 6	1.05 ^{NS}	.367	.083
CBL en Subcr. (N=30)	-0.77 (0.65) / 10	-0.26 (0.59) / 13	-0.64 (0.54) / 7	2.30 ^{NS}	.119	.146
N.S. = NO significativo						

Tabla 22. Diferencia de medias: *ANOVA*. Pérdida ósea crestral total (CBL), en función del Tipo de hueso, para cada posición del implante).

2.5.7. Relación de la Pérdida ósea crestal total con la localización

Al respecto de los test aplicados para el estudio del efecto de la localización del implante, los resultados obtenidos (tabla 23) nos dicen que las diferencias observadas entre la mandíbula y el maxilar en cada posición quedan lejos de la significación estadística ($p > .05$) y se acompañan de tamaños del efecto casi nulos. Por tanto, debemos concluir que no hay evidencias estadísticas suficientes para poder admitir que la pérdida ósea marginal esté asociada a la localización del implante.

VARIABLE / Posición	Media (Desviac. Estándar) / n		Test T de Student		Tamaño del efecto: R²
	MANDÍBULA	MAXILAR	Valor	p-valor	
CBL en Yuxtacr. (N=26)	-0.61 (0.60) / 10	-0.57 (0.34) / 16	0.25 ^{NS}	.805	.003
CBL en Subcr. (N=30)	-0.55 (0.66) / 19	-0.46 (0.55) / 11	0.40 ^{NS}	.691	.006
N.S. = NO significativo					

Tabla 23. Diferencia de medias: *Test de Student*. Pérdida ósea crestal total (CBL), en función del efecto de la Localización, para cada posición del implante.

2.5.8. Relación de la Pérdida ósea crestal total con el sexo

Y finalmente, en el contraste con respecto al sexo del paciente portador del implante, se ha encontrado (tabla 24) que, aunque los valores medios de la pérdida ósea crestal total son mayores en los hombres, las diferencias no alcanzan significación estadística ($p > .05$) en los yuxtacrestales, pudiéndose hablar de una casi significación en los subcrestales ($p < .10$). Añadido a esto, sus respectivos tamaños del efecto: pequeño (4.6%) en el yuxtacretal, pero ya notable (12.0%) en el subcrestal, podrían estar sugiriendo una posible relación que produciría diferencias entre sexos. En conclusión, no hay suficientes evidencias estadísticas para poder aceptar que el sexo sea un factor diferencial en la pérdida ósea total, pero sí que los datos apuntan hacia una tendencia de mayor pérdida ósea en los hombres.

V. RESULTADOS

VARIABLE / Posición	Media (Desviac. Estándar) / n		Test T de Student		Tamaño del efecto: R ²
	MASCULINO	FEMENINO	Valor	p-valor	
CBL en Yuxtacr. (N=26)	-0.76 (0.66) / 6	-0.53 (0.37) / 20	1.07 ^{NS}	.295	.046
CBL en Subcr. (N=30)	-0.74 (0.57) / 14	-0.32 (0.60) / 16	1.95 ^{NS}	.061	.120
N.S. = NO significativo					

Tabla 24. Diferencia de medias: *Test de Student*. Pérdida ósea crestal total (CBL), en función del efecto del Sexo del paciente, para cada posición del implante.

Una vez finalizado el análisis de la pérdida ósea crestal, se realizarán los procedimientos estadísticos necesarios para responder a los objetivos específicos referentes a la pérdida ósea MARGINAL:

1. Valorar si la **pérdida ósea marginal** varía en función de la posición del implante, *yuxtacrestal* o *subcrestal*, desde el momento de colocación hasta finalizado el período de 3 años de seguimiento.
2. Determinar si la pérdida ósea marginal está relacionada con la estabilidad del implante: torque de inserción, ISQ primaria e ISQ secundaria.
3. Determinar si la pérdida ósea marginal está relacionada con diferentes parámetros relacionados con el implante o el paciente: longitud, diámetro, tipo de hueso, localización y sexo.

3. Pérdida Ósea Marginal. (*Marginal Bone Loss. MBL*)

3.1. PÉRDIDA ÓSEA MARGINAL EN FUNCIÓN DE LA POSICIÓN DEL IMPLANTE

Para analizar la pérdida ósea marginal periimplantaria, hay que recordar que la diferencia con respecto a la pérdida ósea crestal, es el punto que consideramos para iniciar la medición en los implantes **subcrestales**. Ya que, a diferencia de la pérdida ósea crestal, no es la cresta ósea, si no el primer punto en el que el hueso contacta con el implante (fBIC). Por tanto, solo cambiarán los valores de la pérdida ósea marginal en T-basal.

En la comparación de esta pérdida ósea marginal en función de la posición del implante, los resultados que hemos obtenido (tabla 25) son exactamente iguales entre los tiempos T-0 y T-3, como hemos explicado anteriormente. Sin embargo, en el momento basal en el que la

medida es distinta, se observa que la diferencia es de nuevo altamente significativa ($p<.001$) y se corresponde en este caso con un tamaño del efecto mucho mayor, llegando nada menos que al 88%. Por tanto, se mantienen las sólidas evidencias estadísticas de la existencia de diferencias en los valores de pérdida ósea marginal en función de la posición del implante.

VARIABLE	Media (Desviac. Estándar) / n		Test de Contraste		Tamaño del efecto: R^2
	Yuxtacrestal (n=26)	Subcrestal (n=30)	/Valor/	p-valor	
Posición ósea en T-basal	0.00 (0.00)	0.18 (0.05)	$Z_U=7.07^{**}$.000	.880
T-0	-0.40 (0.39)	0.23 (0.27)	$t=7.16^{**}$.000	.487
T-1	-0.47 (0.39)	0.21 (0.38)	$t=6.62^{**}$.000	.448
T-2	-0.51 (0.40)	0.26 (0.42)	$t=6.98^{**}$.000	.474
T-3	-0.58 (0.45)	0.25 (0.41)	$t=7.28^{**}$.000	.495

** = Altamente significativo

Tabla 25. Diferencia de medias. Variables de Pérdida ósea marginal durante los 5 momentos de medición, en función de la posición del implante. (N=56).

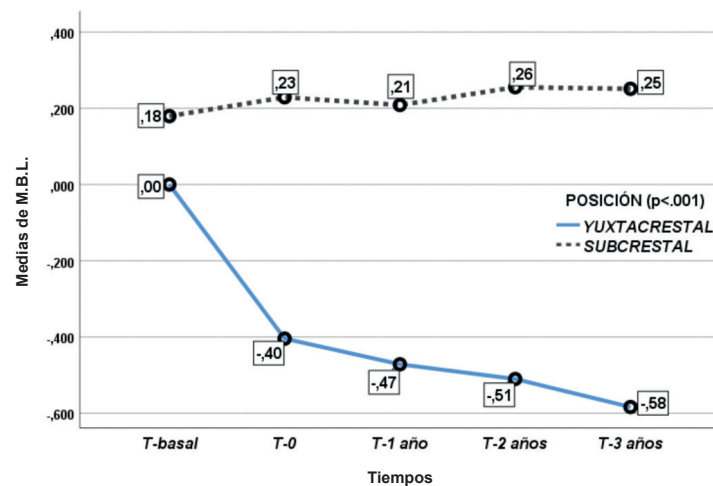


Figura 52. Diagrama de Medias. Variación de los valores medios de MBL en función del tiempo y de la posición del implante.

En esta ocasión, analizando los valores de la pérdida ósea marginal, se puede apreciar que además de que existen diferencias entre las dos posiciones, la evolución temporal de cada una de ellas es también distinta. Para comprobarlo, se han creado como en el análisis anterior, 4 variables para las diferencias aritméticas entre los 5 tiempos de medida. Los test de contraste de estas diferencias en función de la posición del implante (tabla 26) nos demuestran con claridad que además de los resultados que ya conocíamos desde los tiempos T-0 a T-3, en la diferencia del T-basal al T-0, aparece una muy alta significación ($p < .001$) con un tamaño del efecto muy grande (casi 34%) que nos permite afirmar que ya desde el punto de partida, los valores de la pérdida ósea marginal son distintos según la posición del implante.

VARIABLE	Media (Desviac. Estándar) / n		Test de Contraste		Tamaño del efecto: R^2
	Yuxtacrestal (n=26)	Subcrestal (n=30)	/Valor/	p-valor	
Diferencia de T-basal a T-0	0.40 (0.39)	-0.05 (0.25)	t=5.26**	.000	.339
Diferencia de T-0 a T-1	0.07 (0.08)	0.02 (0.20)	t=1.13 ^{NS}	.262	.023
Diferencia de T-1 a T-2	0.04 (0.08)	-0.05 (0.09)	t=3.89**	.000	.219
Diferencia de T-2 a T-3	0.07 (0.18)	0.01 (0.03)	t=2.14*	.037	.078
N.S. = NO significativo * = Significativo ** = Altamente significativo					

Tabla 26. Diferencia de medias. Variables de las diferencias en la Pérdida ósea marginal entre tiempos a lo largo del seguimiento, en función de la posición del implante. (N=56).

3.2. VARIACIÓN TEMPORAL EN LA PÉRDIDA ÓSEA MARGINAL EN LA POSICIÓN YUXTACRESTAL

Como hemos explicado anteriormente, en los implantes en posición yuxtacrestal la pérdida ósea marginal y crestal coinciden, ya que el punto inicial de medición es en ambos casos 0, puesto que los implantes se colocan a nivel de la cresta ósea. Por ese motivo, los resultados coinciden con los expuestos en el apartado 2.2. Para recordarlo y como conclusión, podemos afirmar que existen evidencias estadísticas muy sólidas para aceptar que, de manera global, la pérdida ósea marginal varía en función del momento de medida, obteniéndose en todos los casos valores negativos.

VARIABLE	Centralidad				Variabilidad		
	Media	I.C. 95% para la media		Mediana	Rango (Min. / Máx.)	Desviación estándar	Amplitud intercuartil
		Lim. Inf.	Lim. Sup.				
Posición ósea en T-basal	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00 / 0.00	0.00	0.00
T0	-0.40	-0.56	-0.25	-0.34	-1.62 / 0.00	0.39	0.56
T1	-0.47	-0.63	-0.31	-0.39	-1.76 / -0.01	0.39	0.52
T2	-0.51	-0.67	-0.35	-0.41	-1.76 / -0.01	0.40	0.45
T3	-0.58	-0.76	-0.40	-0.47	-1.77 / -.001	0.45	0.47

Tabla 27. Análisis descriptivo. Variables de Pérdida ósea marginal, en la posición yuxtacrestal, durante los 5 momentos de medición. (N=26). **ANOVA MR:** F=34.31; p-valor=.000; R²=.579.

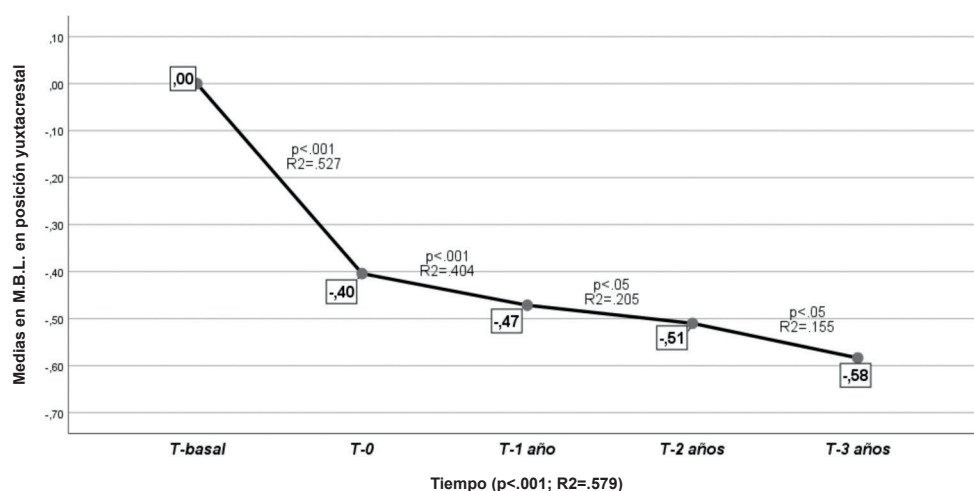


Figura 53. Diagrama de Medias. Variación de los valores medios de MBL en función del tiempo, en la posición yuxtacrestal (N=26).

Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 25.

3.3. VARIACIÓN TEMPORAL EN LA PÉRDIDA ÓSEA MARGINAL EN LA POSICIÓN SUBCRESTAL

Sin embargo, teniendo en cuenta que la medición en T-basal en los implantes subcrestales difiere cuando analizamos la pérdida ósea marginal, se procede a exponer en la tabla 28 la descriptiva básica de la MBL en cada uno de los 5 tiempos de medida. Podemos observar que en T-basal, se han encontrado valores dentro del rango entre 0.02 y 0.20 mm, con una media de 0.18 mm (IC: 0.16 – 0.20 mm). Por tanto, en este caso, el primer punto de contacto entre el hueso y el implante (fBIC) en la posición subcrestal estaría a 0,18 mm del bisel de la plataforma que se considera 0. El resto de mediciones realizadas durante los siguientes momentos coinciden con los expuestos en el apartado 2.3.

Mediante el procedimiento ANOVA de medidas repetidas se ha podido comprobar que, en conjunto, los cambios desde el T-basal hasta el T-3 no son estadísticamente significativos ($p > .05$) y se corresponden con un efecto pequeño (3.1%). Por tanto, no tenemos suficientes evidencias estadísticas como para poder admitir que la pérdida ósea marginal en los implantes en posición subcrestal, considerada de forma global, varíe en función del momento de medida.

VARIABLE	Centralidad				Variabilidad		
	Media	I.C. 95% para la media		Mediana	Rango (Min. / Máx.)	Desviación estándar	Amplitud intercuartil
		Lim. Inf.	Lim. Sup.				
Posición ósea en T-basal	0.18	0.16	0.20	0.20	0.02 / 0.20	0.05	0.00
T0	0.23	0.13	0.33	0.18	-0.34 / 0.90	0.27	0.23
T1	0.21	0.07	0.35	0.20	-0.64 / 1.00	0.38	0.30
T2	-0.51	-0.67	-0.35	-0.41	-0.63 / 1.20	0.42	0.43
T3	-0.58	-0.76	-0.40	-0.47	-0.64 / 1.05	0.41	0.43

Tabla 28. Análisis descriptivo. Variables de Pérdida ósea marginal, en la posición subcrestal, durante los 5 momentos de medición. (N=30). **ANOVA MR:** F=0.46; p-valor=.456; R²=.031.

Complementando el análisis anterior, se procedió a comparar las diferencias entre cada par tiempos consecutivos (fig. 54), encontrándose que:

1. Solo existe un tramo donde el cambio alcanza significación estadística ($p < .01$). Tratándose del cambio experimentado desde T-1 a T-2 (F9.01; p-valor=.005) donde con un tamaño del efecto grande (23.7%) podemos aceptar que la pérdida ósea marginal aumenta de valor.

2. En el resto de los tramos, las variaciones entre los valores medios de MBL no llegan a la significación estadística ($p > .05$) y de ahí el resultado global antes encontrado y explicado.

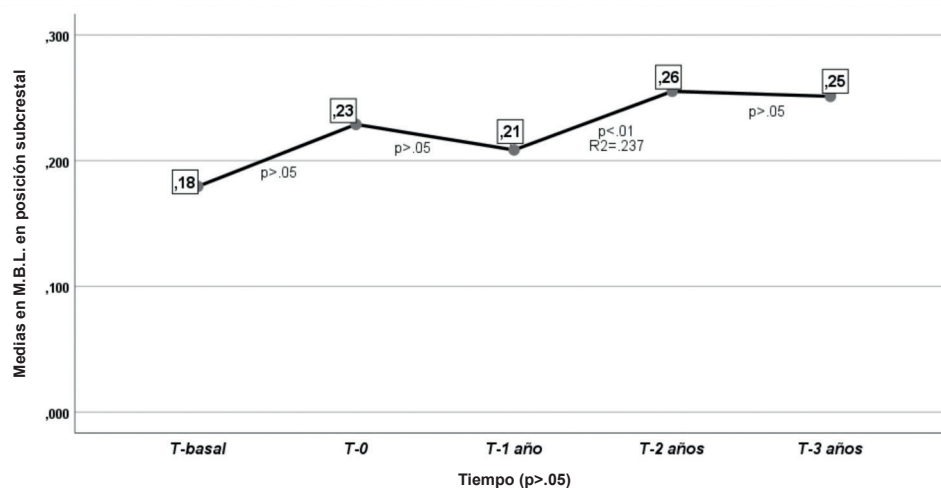


Figura 54. Diagrama de Medias. Variación de los valores medios de MBL en función del tiempo, en la posición subcrestal (N=30).

Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 25.

3.4. PÉRDIDA ÓSEA MARGINAL TOTAL

En cuanto a la pérdida ósea marginal total que se produce al llegar al final del seguimiento con respecto al valor de la medida basal, se observa que en la muestra completa se distribuye normalmente con $p > .05$ (Test KS de bondad de ajuste: valor=0.11; p-valor=.429) estando ahora dentro de un rango de entre -1.77 y 0.85 mm (mediana -0.13 mm) con un valor medio de -0.23 mm (IC: -0.09 a -0.37 mm; desviación estándar: 0.53).

Según las posiciones: (a) la pérdida ósea marginal total en los implantes en posición **yuxtacrestal** está dentro del rango: -0.01 a -1.77 mm (mediana: -0.47), con valor medio de **-0.58 mm.**; en tanto que (b) en los implantes **subcrestales** está dentro del rango: -0.85 a +0.84 mm (mediana: 0.07) con valor medio de **0.07 mm.** Por tanto, teniendo en cuenta esta otra referencia, la pérdida ósea marginal total es muy diferente en función de la posición del implante (fig. 55), siendo esta diferencia altamente significativa con $p < .001$ (Student: $t=5.90$; p-valor=.663) y equivalente a un tamaño el efecto ($R^2=.392$) muy grande. En conclusión, tenemos evidencias estadísticas muy sólidas para concluir que la MBL total es distinta en función de la posición del implante.

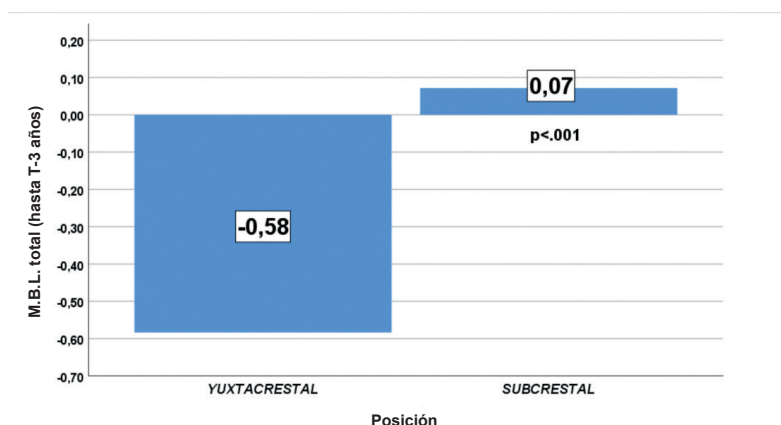


Figura 55: Diagrama de Medias. Valores medios de la Pérdida Ósea marginal total, según la posición. (N=56).

Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22.

3.5. RELACIÓN DE LA PÉRDIDA ÓSEA MARGINAL TOTAL CON OTROS PARÁMETROS

A lo largo de este último apartado, nos vamos a centrar en describir la relación de las diferentes variables a estudiar con la pérdida ósea marginal en los implantes subcrestales, ya que, como hemos explicado en los apartados anteriores, los valores de MBL en la posición yuxtacrestal son los mismo que los expuestos en la pérdida ósea crestal.

3.5.1. Relación de la Pérdida ósea marginal total con la estabilidad primaria ISQ

En el caso de los implantes subcrestales (fig. 57), el diagrama de dispersión parece sugerir la existencia de una tendencia hacia una relación de tipo lineal inversa. El coeficiente de Pearson indica una intensidad de relación moderada y que, aunque no es estadísticamente significativa ($p > .05$), está dentro de lo que llamamos casi significativo ($r = -0.26$; $p = .085$). Por tanto, si bien es cierto que no hay evidencia estadística suficiente para aceptar que en esta posición la MBL total depende de la estabilidad primaria (ISQ primaria), sí que parece haber una tendencia hacia esa relación, tal que un mayor valor de ISQ primaria, se asocia con un valor aritméticamente menor valor de la pérdida ósea marginal total, lo que significa tener una mayor pérdida.

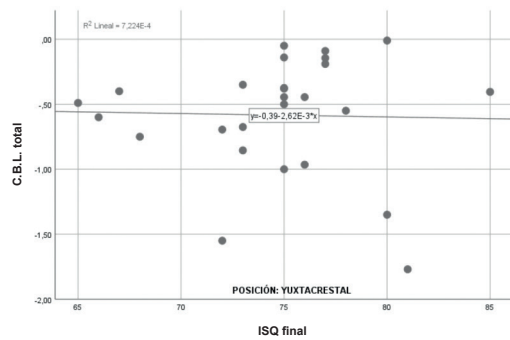


Figura 56. Diagrama de Dispersión.
Relación entre pérdida ósea marginal total y estabilidad primaria ISQ final en yuxtacrestal.

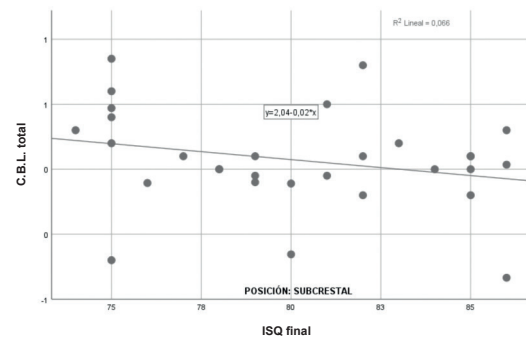


Figura 57. Diagrama de Dispersión.
Relación entre pérdida ósea marginal total y estabilidad primaria ISQ final en subcrestal.

Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 25.

3.5.2. Relación de la Pérdida ósea marginal total con el torque se inserción

En cuanto a los implantes subcrestales, el diagrama de dispersión (fig. 59) deja bastante claro que no existe ni relación lineal ni cualquier otro tipo de relación entre las variables pérdida ósea marginal total y torque de inserción. En este mismo sentido el coeficiente de correlación tiene un valor casi nulo ($r=-0.02$) y por ello no significativo ($p=.466$).

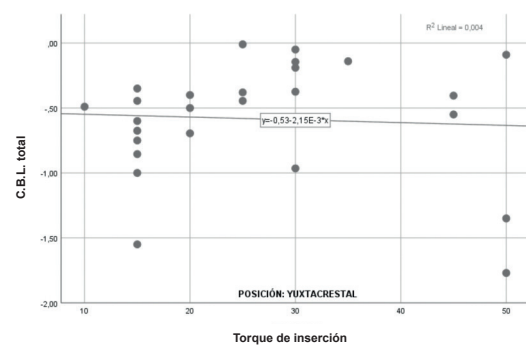


Figura 58. Diagrama de Dispersión.
Relación entre pérdida ósea marginal total y el torque de inserción en yuxtacrestal.

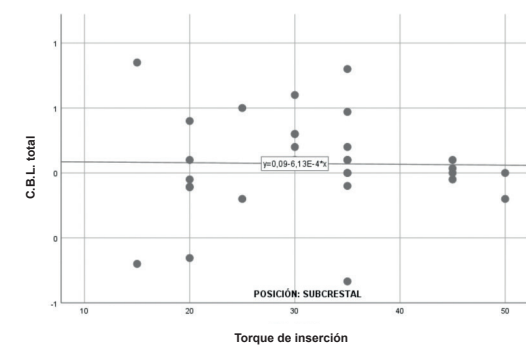


Figura 59. Diagrama de Dispersión.
Relación entre pérdida ósea marginal total y el torque de inserción en subcrestal.

Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 25.

3.5.3. Relación de la Pérdida ósea crestal total con la estabilidad secundaria ISQ

Al respecto de la relación que se aprecia en los implantes subcrestales (fig. 61) la nube de puntos quizás pueda hacer pensar en la existencia de una relación inversa, aunque leve en todo caso. El coeficiente de correlación ($r=-0.20$) nos permite admitir que esto podría ser así, y en caso de existir relación esta sería de intensidad pequeña. Este coeficiente no alcanza significación estadística, $p>.05$ ($p=.148$) por lo que debemos concluir que no tenemos evidencias estadísticas suficientes para poder aceptar la existencia de relación entre la estabilidad secundaria y la pérdida ósea marginal en los implantes subcrestales, ni siquiera para poder sospechar una posible tendencia asociativa.

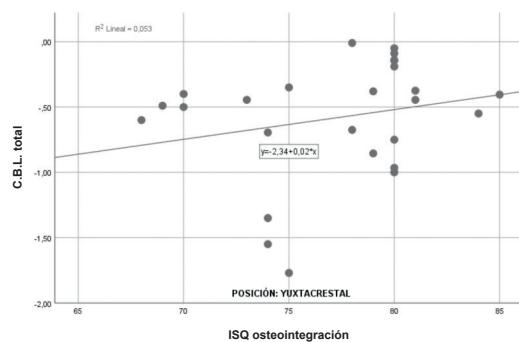


Figura 60. Diagrama de Dispersión.
Relación entre pérdida ósea marginal total y estabilidad secundaria ISQ final en yuxtacrestal.

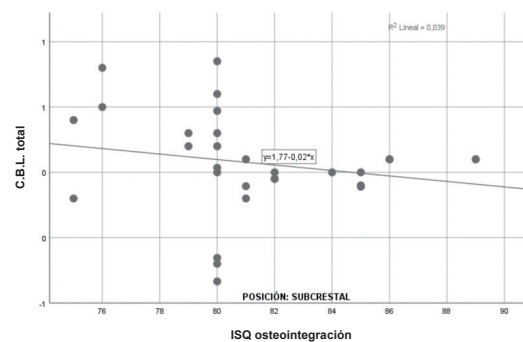


Figura 61. Diagrama de Dispersión.
Relación entre pérdida ósea marginal total y estabilidad secundaria ISQ final en subcrestal.

Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 25.

3.5.4. Relación de la Pérdida ósea marginal total con la longitud

En cuanto a los implantes colocados en posición subcrestal, se observa una diferencia entre las dos longitudes que queda muy cerca de la significación estadística, $p<.10$, por lo que se podría hablar de una tendencia hacia la significación. Nuestros datos indican que los implantes de 11,5 mm de longitud tienden a perder más hueso que los de 10 mm, siendo el tamaño del efecto notable (12.4%), por lo que parece confirmarse esa tendencia.

VARIABLE / Posición	Media (Desviac. Estándar) / n		Test T de Student		Tamaño del efecto: R²
	Longitud 10,0 mm	Longitud 11,5 mm	Valor	p-valor	
MBL en Yuxtacr. (N=26)	-0.58 (0.41) / 11	-0.59 (0.49) / 15	0.04 ^{NS}	.966	.000
MBL en Subcr. (N=30)	0.18 (0.30) / 18	-0.09 (0.44) / 12	1.99 ^{NS}	.057	.124
N.S. = NO significativo					

Tabla 29. Diferencia de medias: *Test de Student*. Pérdida ósea marginal total (MBL), en función del efecto de la Longitud, para cada posición del implante.

3.5.5. Relación de la Pérdida ósea marginal total con el diámetro

En el caso de los implantes subcrestales, la pérdida ósea marginal tiene un valor medio algo menor en aquellos con mayor diámetro, pero sin que esta diferencia llegue a la significación estadística ($p > .05$); aunque el tamaño del efecto (moderado: 4.2%) puede ser un indicio de una posible relación que, de existir, sería leve.

VARIABLE / Posición	Media (Desviac. Estándar) / n		Test T de Student		Tamaño del efecto: R²
	Diám. 3,75 mm	Diám. 4,5 mm	Valor	p-valor	
MBL en Yuxtacr. (N=26)	-0.54 (0.38) / 18	-0.68 (0.60) / 8	0.71 ^{NS}	.485	.020
MBL en Subcr. (N=30)	0.18 (0.30) / 18	-0.09 (0.44) / 12	1.11 ^{NS}	.274	.042
N.S. = NO significativo					

Tabla 30. Diferencia de medias: *Test de Student*. Pérdida ósea marginal total (MBL), en función del efecto del Diámetro, para cada posición del implante.

3.5.6. Relación de la Pérdida ósea marginal total con el tipo de hueso

El contraste de la pérdida ósea marginal total en función del tipo de hueso para los implantes en posición subcrestal podemos observar la existencia de una casi significación estadística ($p < .10$), que acompañada de un tamaño del efecto grande (cercano al 20%) resulta un buen indicio de una posible relación entre estas variables. No obstante, los datos no presentan una relación lineal, siendo en todo caso curva, por lo que la pérdida ósea marginal sería menor en el hueso tipo 3 y mayor tanto en el extremo de hueso más denso (tipo 1 y 2), como en el hueso más esponjoso (tipo 4).

VARIABLE / Posición	Media (Desviac. Estándar) / n			ANOVA de 1 factor		Tamaño del efecto: R^2
	Tipos 1+2 (denso)	Tipo 3	Tipo 4 (esponjoso)	Valor	p-valor	
MBL en Yuxtacr. (N=26)	-0.84 (0.69) / 5	-0.52 (0.44) / 15	-0.52 (0.11) / 6	1.05 ^{NS}	.367	.083
MBL en Subcr. (N=30)	-0.04 (0.32) / 10	0.26 (0.36) / 13	-0.12 (0.39) / 7	1.82 ^{NS}	.052	.197
N.S. = NO significativo						

Tabla 31. Diferencia de medias: ANOVA. Pérdida ósea marginal total (MBL), en función del efecto de la Dureza del Tipo de hueso, para cada posición del implante).

3.5.7. Relación de la Pérdida ósea marginal total con la localización

En este cruce, los valores medios son muy similares en ambas localizaciones. Por ello ni existe significación estadística ($p > .05$) ni efecto (prácticamente nulo) que pueda justificar la existencia de relación de dependencia. Por tanto, concluimos que la pérdida ósea marginal no depende de la localización.

VARIABLE / Posición	Media (Desviac. Estándar) / n		Test T de Student		Tamaño del efecto: R²
	MANDÍBULA	MAXILAR	Valor	p-valor	
MBL en Yuxtacr. (N=26)	-0.61 (0.60) / 10	-0.57 (0.34) / 16	0.25 ^{NS}	.805	.003
MBL en Subcr. (N=30)	0.08 (0.34) / 19	0.05 (0.47) / 11	0.19 ^{NS}	.852	.001
N.S. = NO significativo					

Tabla 32. Diferencia de medias: *Test de Student*. Pérdida ósea marginal total (MBL), en función del efecto de la Localización, para cada posición del implante.

3.5.8. Relación de la Pérdida ósea marginal total con el sexo

Para terminar este estudio estadístico, al comparar la pérdida ósea marginal en función del sexo del paciente portador del implante, se ha observado en la posición subcrestal, una mínima diferencia que por supuesto no llega a la significación estadística ($p > .05$) y que no equivale a efecto alguno (casi nulo). Por tanto, no hay ninguna evidencia de relación entre la pérdida ósea marginal y el sexo.

VARIABLE / Posición	Media (Desviac. Estándar) / n		Test T de Student		Tamaño del efecto: R²
	MASCULINO	FEMENINO	Valor	p-valor	
MBL en Yuxtacr. (N=26)	-0.76 (0.66) / 6	-0.53 (0.37) / 20	1.07 ^{NS}	.295	.046
MBL en Subcr. (N=30)	0.05 (0.27) / 14	0.09 (0.47) / 16	0.25 ^{NS}	.806	.002
N.S. = NO significativo					

Tabla 33. Diferencia de medias: *Test de Student*. Pérdida ósea marginal total (MBL), en función del efecto del Sexo del paciente, para cada posición del implante.

VI. DISCUSIÓN

Conseguir una adecuada estabilidad primaria del implante se considera un factor previo deseable para evitar los micromovimientos que puedan interferir negativamente en la consecución de una correcta osteointegración^{1,3,4,7,8,15,75,130,131}. Por este motivo se han estudiado diferentes parámetros que cuantifiquen la citada estabilidad primaria, entre los que destacan, por un lado, el análisis de frecuencia de resonancia (RFA) mediante el dispositivo Osstell, obteniendo con ello valores de coeficiente de estabilidad del implante (ISQ) y, por otro lado, el torque de inserción (IT)^{17,48,74,131}.

Sin embargo, existen pocos estudios *in vivo* y con una relevante muestra de implantes que nos lleven a conocer los valores de RFA e IT en el momento de la colocación, y que analicen la influencia de las variables referentes a las características del implante –diámetro, longitud y diseño del mismo– y al tipo de hueso receptor^{2,14,31,64}.

El presente estudio tiene como objetivo responder a estas cuestiones registrando los valores del torque de inserción y del coeficiente de estabilidad del implante (ISQ) en el momento de su colocación. De esta manera se podrá determinar la estabilidad primaria y, tras el periodo de osteointegración, también la estabilidad secundaria (ISQ Osteointegración), y analizar la influencia de las distintas variables, y su posible interrelación.

A la hora de analizar la estabilidad primaria, uno de los factores considerados de mayor influencia en ella es el tipo de hueso^{2,9,16,24,44,45,49,53,74,133}. A este respecto, se han descrito en la literatura distintos métodos para cuantificar la densidad ósea, entre los que destaca la clasificación de Lekholm y Zarb^{18,44,48,49,56,58-60}. Su amplia aceptación y utilización en los diferentes estudios puede deberse a su carácter no invasivo y a su simplicidad, haciendo que sea fácilmente utilizada por un cirujano experimentado durante la intervención⁶⁰. Su validez con respecto a otros métodos ha sido contrastada en numerosos estudios, como el de Ribeiro-Rotta y cols.⁴⁴ en el que, tras compararla con los datos obtenidos por microTC de la zona biopsiada *in vivo*, se observó una gran correlación entre ambos^{44,48}. Esto puede ser debido a que al análisis radiográfico se le suma la percepción táctil del profesional^{14,44,50,56,58,59, 60,130,132}.

Por otra parte, Salimov y cols.⁴⁹ y Turkyilmaz y cols.¹⁶ entre otros, describen una correlación significativa entre la densidad ósea obtenida mediante TC (unidades Hounsfield), y la clasificación de Lekholm y Zarb^{16,48,49,53}.

Solo en algún estudio como el de Trisi y cols. en 1999¹³², se recomienda el empleo de técnicas de detección de la densidad ósea más elaboradas para los casos en los que busquemos determinar un momento exacto de carga, ya que, según sus resultados, con la clasificación de Lekholm Y Zarb solo se podría detectar hueso muy denso o muy blando, pero no densidades intermedias. Sin embargo, el método más empleado sigue siendo el de Lekholm y Zarb, utilizado en el presente estudio, debido a su fácil uso, coste aceptable y carácter no invasivo, lo que justifica su empleo en este trabajo.

Del mismo modo, en la literatura se han descrito varios métodos para medir la estabilidad del implante, siendo el análisis histomorfométrico el *Gold Standard*⁵². Sin embargo, debido a su carácter invasivo, su uso queda limitado a estudios experimentales y no es válido para su aplicación clínica habitual. Otro de los métodos que se ha empleado a lo largo del tiempo es el test de percusión del implante, pero su carácter subjetivo ha llevado a buscar otras alternativas más precisas. Para solucionar el problema de la subjetividad y estandarizar las mediciones, se desarrollaron dispositivos como el Ostell® tm mentor (análisis de frecuencia de resonancia) y el Periotest^{®21}. Aunque estudios como el de Lanchmann y cols.¹³³ muestran una correlación positiva entre ambos métodos, la mayoría de estudios comparativos de los diferentes dispositivos destacan una mayor precisión del Osstell® frente al Periotest®, siendo este último más susceptible a la variación de las condiciones clínicas, mostrando una reproductibilidad menor^{52,63,72}.

El **análisis de frecuencia de resonancia** se considera un buen método para monitorizar el paso de estabilidad primaria (mecánica) a secundaria (biológica) y evaluar los cambios que se puedan producir^{4,13,17-20}. Sin embargo, este parámetro no garantiza la supervivencia a largo plazo, ya que hay numerosos factores que pueden ir asociados a la pérdida del implante⁷. A esta medición se debe sumar el registro del **torque de inserción** del implante en el momento de la colocación del mismo, ya que se considera un buen indicador de la estabilidad primaria^{14,17,31,48,77}. La desventaja de este método es que solo se puede medir una vez, mientras que el Osstell se puede utilizar en todas las fases del tratamiento^{76,131}. Por otra parte, hay que tener en cuenta que el torque de inserción nos aporta información sobre la estabilidad rotacional del implante, mientras que el ISQ se refiere a la estabilidad axial del mismo en las diferentes posiciones, siendo ambas informaciones objetivas y complementarias^{14,17,31,77}.

Una vez realizadas ambas mediciones, los valores medios obtenidos para el análisis de frecuencia de resonancia y torque de inserción indican que, con un protocolo estándar de colocación del implante, se puede obtener una buena estabilidad primaria. En cuanto al ISQ en el momento de la colocación del implante, se obtuvo una media de 77.18 ± 5.17 . Valores similares fueron registrados por Degidi y cols.¹¹ (71.57 ± 10.63), Turkyilmaz y cols.^{16,52} con valores entre 70,5 y 74,1 y Ribeiro-Rotta y cols.⁴⁴ (75.3 ± 7.7). Valores menores de ISQ fueron los obtenidos por Ostman y cols.²³ (67.4 ± 8.6). En lo referente al torque de inserción, se obtuvo una media de 29.52 ± 11.82 , similar a la registrada por Degidi y cols.¹¹ (34.82 ± 19.36). La media obtenida en ISQ tras el periodo de osteointegración fue de 77.78 ± 4.45 , coincidente con la observada por Ribeiro-Rotta y cols.⁴⁴ (79.3 ± 6.8).

El tipo de hueso se dividió en cuatro grupos, según la clasificación de Lekholm y Zarb (1985), registrándose 5 implantes en hueso tipo I (6,8%), 16 implantes en hueso tipo II (21,9%), 38 implantes en hueso tipo III (52,1%) y 14 implantes en hueso tipo IV (19,2%). Estos datos indican una mayor prevalencia del hueso tipo II y III (74%), coincidente con lo registrado por Ribeiro-Rotta y cols.⁴⁴ (58,7%), y por Degidi y cols.¹¹ (64%).

Efecto de la LONGITUD del implante sobre la estabilidad primaria y secundaria.

Comenzando con el análisis de las variables que pueden influir en la estabilidad del implante, en lo referente a la longitud, se seleccionaron dos medidas: 10 mm (34 implantes) y 11,5 mm (39 implantes) con el objetivo de conseguir una muestra suficiente en cada grupo. Dentro de las disponibles para el implante Mozo Grau in-hex las elegidas fueron las intermedias, ya que son las que se podían adaptar a la mayoría de los casos. Para respaldar nuestra selección, podemos analizar, entre otros, el estudio de Guler y cols.⁶⁷ en el que se incluyeron un total de 208 implantes de cuatro longitudes diferentes. Sin embargo, al analizar sus datos, podemos ver cómo solo las dos longitudes intermedias tuvieron una muestra suficiente, mientras que las de los extremos solo contaron con 5 y 8 implantes, dificultando así su comparación.

A la luz de los resultados obtenidos, la longitud del implante parece no influir en el valor del torque de inserción ni en el coeficiente de estabilidad del implante primario ni secundario dentro de las medidas analizadas, que podríamos considerar como “estándar”. Estos resultados coinciden con los obtenidos en numerosos estudios con respecto al torque de inserción¹⁴, al ISQ^{14,64,67,70,72} y al ISQ tras el periodo de osteointegración^{11,14}. Aunque otros trabajos han encontrado una relación de la longitud, sobre todo referida al ISQ final^{22,37,39,40,55,65,69} en el presente estudio se podría sugerir que, dentro de estas medidas y hablando de hueso regenerado, un implante un poco más largo no aumentará la estabilidad primaria.

Efecto del DIÁMETRO del implante sobre la estabilidad primaria y secundaria.

Al igual que con la longitud, se seleccionaron dos diámetros diferentes, colocando 43 implantes de 3,75 mm y 30 de 4,25 mm. Sin embargo, a diferencia de la longitud, el diámetro sí muestra significativamente una clara influencia en los tres parámetros referentes a la estabilidad, lo que coincide con la mayoría de la literatura revisada, sobre todo en cuanto al análisis de la estabilidad primaria^{21,23,31,45,49,61,63,66, 67,69,72,134}. Esto puede ser debido a que con un diámetro mayor se consigue una mayor superficie de contacto con el hueso circundante, pudiendo generar una mayor resistencia mecánica a las fuerzas de torque¹³⁴. Por otro lado, y a diferencia de los resultados obtenidos en el presente estudio, en los que el diámetro influye de manera altamente significativa, también en la estabilidad secundaria, los estudios revisados muestran una menor relación del diámetro una vez transcurrido el periodo de osteointegración^{14,70,135}.

Efecto del TIPO DE HUESO sobre la estabilidad primaria y secundaria.

Para finalizar el análisis de las variables que pueden influir en la estabilidad del implante, siendo además una de las características más determinantes, se consideró fundamental analizar el tipo de hueso.

1. *ISQ primaria*: El análisis de frecuencia de resonancia se considera un buen método para monitorizar el paso de estabilidad primaria o mecánica a estabilidad secundaria; sin embargo, este parámetro no garantiza la estabilidad del implante a largo plazo⁷. Aunque, según la literatura, las características del hueso influyen en la estabilidad del implante, no lo hacen en el éxito a largo plazo del mismo¹³⁶. En el

presente estudio, se observa un aumento del ISQ a medida que el hueso es más denso, existiendo diferencias estadísticamente significativas entre los tipos 3 y 4 y el grupo formado por el hueso tipo 1 y 2, en consonancia con los resultados de los estudios revisados. Por tanto, se podría decir que existe una relación significativa entre la calidad ósea y el coeficiente de estabilidad del implante en el momento de la colocación^{1,2,9,12,14,18,23,24,26,31,33,34,37,39,45,46,51,53,55,56,58,59,63,65,66,68,70,73,74,130,137-139}.

2. *Torque de inserción:* La obtención de un torque de inserción suficiente que garantice la ausencia de micromovimientos entre el implante y el hueso se considera un factor deseable para garantizar una buena estabilidad primaria, siempre y cuando no sea excesivo, ya que esto podría generar tensiones que perjudiquen la unión implante-hueso o incluso provoquen cierta reabsorción^{10,20,27,30,26,131,77}. El aumento del torque de inserción se traduce en una mayor estabilidad del implante cuando se coloca en huesos de alta o media densidad, mientras que en huesos blandos ese aumento del torque de inserción parece no siempre garantizar la disminución de los micromovimientos^{140,141}. Por otro lado, y en lo referente al torque de inserción, el diseño del implante también juega un papel importante, teniendo que individualizarse la situación en función del implante que vayamos a colocar³⁵. En el presente estudio, se puede concluir que existe una relación estadísticamente significativa –con un tamaño del efecto muy grande (34,3%)– entre el torque de inserción y el tipo de hueso, existiendo diferencias de nuevo entre el tipo 3 y 4, de manera independiente, o ambos en conjunto, con respecto al grupo 1 y 2. Estos resultados coinciden con la mayoría de los estudios revisados^{1,4,12,14,18,20,24,30,46,50,51,53,56,58,64,65,68,130}.

3. *ISQ secundaria:* Finalmente, no se encontraron evidencias suficientes para poder afirmar que exista relación entre el tipo de hueso y la estabilidad secundaria. Por tanto, la formación ósea que se produce alrededor del implante para obtener la estabilidad secundaria o estabilidad biológica, parece compensar la que se obtiene de manera mecánica en el momento de la colocación del implante, independientemente del tipo de hueso^{14,68,70}.

Efecto de la LOCALIZACIÓN del implante sobre la estabilidad primaria y secundaria.

Por el mismo motivo, se pueden explicar los resultados obtenidos en lo referente a la localización de los implantes, ya que se observa de manera estadísticamente significativa una mayor estabilidad en los colocados en mandíbula que los situados en el maxilar. Esto coincide con lo analizado en todos los estudios revisados. El motivo de esta diferencia puede deberse a la mayor densidad ósea que presenta el hueso mandibular^{23,31,49,59,62,67,69,70}.

Efecto del SECTOR en el que se coloca el implante sobre la estabilidad primaria y secundaria.

Por intentar ir más allá en el análisis de los distintos sectores en los que se puede colocar el implante dentro de una misma arcada, se procedió a dividir la muestra en tres subgrupos dependiendo de si se colocaban en zona de molares, premolares o en sector anterior, teniendo

este último grupo la limitación de que solo había en él 5 implantes. Con todos estos datos, se concluyó que no existen evidencias estadísticas suficientes para poder admitir que el sector sea un factor diferencial sobre la estabilidad primaria o secundaria del implante, siendo además una variable que no se contempla en la mayoría de los estudios revisados.

Efecto del SEXO del paciente portador del implante sobre la estabilidad primaria y secundaria.

Tras analizar las variables referentes al diseño del implante, siendo estas ampliamente estudiadas en trabajos previos, se quiso tener en cuenta la influencia del sexo en la estabilidad del implante, a pesar de ser un parámetro poco estudiado. Se pudo concluir que, aunque los valores medios son siempre mayores en el grupo de implantes en hombres, las diferencias no son estadísticamente significativas. Entre los pocos estudios con los que se pudo comparar los resultados del presente estudio, destaca el de Salimov y cols.⁴⁹ en el que sí se observan resultados significativos en los parámetros referentes a la estabilidad primaria (torque de inserción e ISQ final), siendo estos mayores en hombres. Estos resultados pueden ser debidos a características hormonales en la mujer y a que la masa ósea en hombres suele ser mayor^{31,40,49}.

Relación entre el torque de inserción y el coeficiente de estabilidad primaria del implante.

Dado que el análisis de frecuencia de resonancia y el torque de inserción son los métodos más empleados para determinar la estabilidad primaria del implante, se procedió a analizar si existe una correlación entre ambos o son medidas independientes. A la luz de los resultados del presente estudio, se ha encontrado evidencia estadística suficiente como para admitir que ambas variables de la estabilidad primaria están directamente relacionadas entre sí, mostrando una correlación alta. Esto se corresponde con los hallazgos de numerosos autores en estudios tanto in vitro como clínicos, que sugieren que un torque de inserción más elevado podría hacer más probable la obtención de una estabilidad primaria mayor^{12-14,16,18,22,24,25,31,33,43,51,53,56,63,65,66,75,142-144}.

Los resultados obtenidos por Degidi y cols.^{12,65} en sus estudios de 2012 y 2013, y Díaz Castro y cols.⁷⁶ en 2019, muestran una correlación positiva, pero baja. Por ello sugieren que ambas variables son prácticamente independientes, mostrando que el análisis de frecuencia de resonancia y el torque de inserción miden diferentes parámetros de estabilidad primaria. Autores como Lages y cols.¹³¹ en 2017 no encuentran ninguna relación, considerando ambos métodos incomparables e independientes^{20,29,39,64,131,135}.

A pesar de estos resultados, la mayoría de los estudios revisados, al igual que lo observado en la presente investigación, encuentran una correlación positiva significativa entre ISQ y torque de inserción^{12-14,16,18,22,24,25,31,33,43,51,53,56,63,65,66,75,142-144}.

Variación del coeficiente de estabilidad del implante primaria y secundaria

Como se ha explicado previamente, el análisis de frecuencia de resonancia mediante el dispositivo Osstell es considerado el método más fiable para monitorizar los cambios que se

puedan producir en la estabilidad del implante en el momento de su colocación y durante todo el proceso de osteointegración^{4,13,17-20}.

Tras la estabilidad inicial que se obtiene por medio del anclaje mecánico del implante al hueso, se produce una disminución de la misma, registrándose los valores más bajos en la semana 3, según estudios como el de Makary y cols.⁶³ y Han y cols.¹⁴⁶ o incluso seguir descendiendo entre la semana 4 y la 8, como indican Nedir y cols.¹⁴⁷ o Sim y cols.³⁷.

Este descenso inicial puede deberse a la propia remodelación como consecuencia de la osteointegración. Esto explicaría que los cambios en el ISQ varíen entre individuos y entre los tipos de hueso. Todo ello, sumado a otros factores, como son las características de la superficie del implante, su diseño o la técnica quirúrgica empleada, explican estas variaciones^{5,7,21}.

Mientras que la estabilidad primaria va disminuyendo, aumenta la estabilidad secundaria, debido a la formación ósea en la superficie del implante⁶. Sin embargo, no hay consenso en la literatura sobre la magnitud de este incremento con respecto a los valores iniciales registrados. Algunos autores encuentran diferencias iniciales según el tipo de hueso, las cuales se van igualando durante el proceso de cicatrización hasta desaparecer al finalizar el proceso de osteointegración^{37,68}. Otros obtienen que los valores iniciales de ISQ más bajos aumentaron más que los que fueron inicialmente más altos, los cuales lo hicieron en menor medida o incluso en algunos casos se observó un descenso^{14,53,62,64,147}.

Sin embargo, según la revisión sistemática de Chen y cols.²¹ en 2019, la mayoría de los estudios muestran un aumento del valor de ISQ secundario con respecto al valor de la estabilidad primaria, pudiendo este incremento ser o no significativo^{18,19,21,28,67,73}.

Todo ello se corresponde con lo obtenido en el presente estudio, en el que se observa una correlación estadísticamente significativa entre ambos valores de ISQ. Además, el incremento entre el valor medio de ISQ primario (77.18; con d.e.±5.17) y el valor medio de ISQ tras la osteointegración (78.82; con d.e. ±4.44), aunque es pequeño, alcanza significación estadística. Este resultado es muy similar al obtenido por Becker y cols.⁷³ en 2018, en el que se registró un aumento de 1,15 entre uno y otro.

Con todo ello se puede concluir que, tras el periodo de osteointegración, la estabilidad secundaria es estadísticamente superior a la estabilidad primaria del implante.

Relación entre el torque de inserción y el coeficiente de estabilidad primaria, con el coeficiente de estabilidad secundaria del implante.

Finalmente, se analizó la posible correlación entre el torque de inserción y la estabilidad secundaria del implante, y se encontró que, aun siendo positiva, es moderada. Esta relación es analizada en muy pocos estudios, pudiendo solo señalar resultados coincidentes con los de la presente investigación los descritos por Rabel y cols.⁷⁵ y Carmo Filho y cols.²⁰.

A la luz de las correlaciones positivas, estadísticamente significativas e independientes entre las dos variables de estabilidad primaria (ISQ primaria y torque de inserción) y de estabilidad secundaria, se intentó construir un modelo multivariante para predecir el coeficiente de estabilidad secundaria. Sin embargo, este intento resultó fallido.

Por ese motivo, se procedió a generar varios modelos simples que permitieran predecir de forma significativa y eficaz la estabilidad secundaria a partir de la estabilidad primaria cuantificada tanto por el ISQ primario como por el torque de inserción, así como otro modelo de predicción del ISQ primario a partir del torque de inserción. Las fórmulas empleadas fueron las siguientes:

$$\text{Ln}(\text{ISQ secundaria}) = 2.24 + 0.49 \times \text{Ln}(\text{ISQ primaria})$$

$$\text{Ln}(\text{ISQ secundaria}) = + \times \text{Ln}(\text{torque de inserción})$$

$$\text{Ln}(\text{ISQ primario}) = + \times \text{Ln}(\text{torque de inserción})$$

La decisión de expresar el valor de las variables en logaritmos neperianos se debe a que el ajuste a la linealidad de la relación es algo mayor que en sus valores directos con unidad de medida. Esto podría resultar de gran utilidad para poder predecir la estabilidad secundaria que se espere obtener en un implante una vez transcurrido el periodo de osteointegración.

Sin embargo, la capacidad predictiva de estos modelos es igual al valor del ajuste lineal de cada uno de los análisis anteriores. Estos valores no son muy altos, por lo que conllevan un error de pronóstico.

PÉRDIDA ÓSEA PERIIMPLANTARIA

El mantenimiento del tejido óseo periimplantario en la posición más coronal posible, se considera un factor fundamental para el éxito de cualquier tratamiento sobre implantes, además de ayudar a estabilizar los tejidos blandos, lo que se considera crucial sobre todo para garantizar la estética del sector anterior. Por este motivo, es de suma importancia conocer y minimizar los factores que puedan incrementar esa pérdida ósea^{78-80,113,114,148-150}.

En primer lugar, para poder cuantificarla, se han descrito varios métodos que se detallan a continuación: por un lado, el análisis histomorfométrico permite analizar los tejidos periimplantarios de manera directa tras realizar un corte histológico, sin embargo, debido a su carácter invasivo se limita a estudios en animales como el de Degidi y cols.¹¹⁸. Dentro de los métodos radiológicos que se pueden utilizar en estudios clínicos en humanos se encuentra la radiografía panorámica. Esta no es de elección, ya que se produce una mayor distorsión y magnificación de las imágenes, además de tener un coste más elevado y generar una mayor radiación^{81,151}. Las radiografías periapicales son las más utilizadas para evaluar los cambios

en el hueso periimplantario debido a su bajo coste y radiación mínima, ya que, aunque su estandarización es compleja (controlar la posición de la radiografía, los ajustes de luz, determinar previamente los valores de radiación y sobre todo individualizar el paralelizador para estandarizar la toma de registros en los diferentes momentos de medición) convierte a este método en el de elección en la mayoría de los estudios revisados. Además, en estudios como el de Cassetta y cols.¹¹⁹ se observa una correlación lineal significativa entre los cambios en el nivel óseo marginal evaluado de manera directa intraoperatoria y radiográficamente. Sin embargo, y como principal limitación de esta técnica, se obtiene una imagen en dos dimensiones, que solo nos permite medir mesial y distal del implante, sin poder considerar la superficie vestibular y lingual o palatina⁸¹. Para poder solventarlo, se podría realizar un CBCT ya que nos genera una imagen en tres dimensiones. Sin embargo, los artefactos y reflejos metálicos producidos por el titanio del implante y el metal del pilar, disminuyen y dificultan la correcta visualización de la unión hueso implante. Todo esto sumado a una mayor dosis de radiación y al elevado coste, lo convierte en un método no recomendado para este análisis^{113,151}.

Además, y para reforzar la decisión de utilizar radiografías periapicales, estudios como el de Dos Santos Corpas y cols. muestran una correlación significativa entre estas, el CBCT y la evaluación histológica¹²².

Por todo esto, en el presente estudio se han empleado como sistema de medición de la pérdida ósea las radiografías periapicales digitales que, frente a las analógicas, ofrecen mayor calidad, pudiendo ser evaluadas en un ordenador con mayor precisión^{81,119}. Además, para estandarizar su uso, se empleó un paralelizador individualizado con una huella de silicona pesada, método descrito por Fernández-Formoso y cols.¹²⁷ y que ha sido utilizado en muchos de los estudios revisados^{92,110,120,127,151-153}. Aquellos que emplean radiografía panorámica^{84,115,128,154} o periapicales con paralelizador sin individualizar^{153,155}, lo exponen como limitación de las mediciones realizadas.

Una vez obtenidas las radiografías, su posterior procesamiento y análisis tiene que ser llevado a cabo de tal manera que se garantice la fiabilidad y la reproducibilidad de las mediciones. En el presente estudio, un mismo observador llevó a cabo todas las mediciones, realizando una segunda medida de todas las radiografías una semana después. Para demostrar la fiabilidad, se calculó el coeficiente de correlación de Pearson, obteniéndose valores próximos a la unidad y de signo positivo en todos los momentos de medición, demostrando por tanto que existe una concordancia entre los valores muy elevada siendo esta casi perfecta (en T-basal: $r=.965$, en T-0: $r=.993$; en T-1 año: $r=.928$; en T-2 años: $r=.999$ y en T-3 años: $r=.999$). Numerosos estudios previos siguen la misma sistemática^{106,120,129,151,153,156-159}, mientras que otros como Praça y cols.¹¹⁰ o Sanz y cols.¹⁶⁰ emplean dos evaluadores. En cualquier caso, se ha demostrado la fiabilidad y repetitividad de ambos métodos¹²⁹, aunque Kamburogh y cols.¹²⁰ igual que el presente estudio, se decantan por emplear un solo observador ya que encuentran mayor sesgo interobservador que intraobservador^{81,120,121}.

Todas las radiografías fueron guardadas en formato DICOM mediante el programa E-Film Workstation 3.1. Como se expone en la metodología, este formato permite registrar toda la información referente al paciente, además de ser un formato universal en el que se pueden hacer mediciones en tamaño real en cualquier visor radiográfico. Posteriormente se empleó el programa RadiAnt DICOM Viewer 2020.1 para realizar las mediciones de la pérdida ósea. Este software es específico para analizar radiografías de todo tipo. Para ello, se lleva a cabo primero la calibración de las mediciones utilizando la medida conocida del diámetro del implante, que permita después medir en milímetros. Si se compara con la literatura revisada, la mayoría emplea programas de análisis de imagen como el Image J, no específico para radiografías y que simplemente analiza una imagen en formato JPEG o TIFF^{87,96,110,120,156,161}.

Una vez decidida la sistemática para la toma de registros y posterior medición de los cambios que se produzcan en el nivel óseo periimplantario, conviene revisar las posibles causas de la pérdida ósea. Se debe diferenciar la inicial o temprana de la posterior. Los estudios revisados coinciden, en que la mayor pérdida se produce desde el momento de colocación de implante hasta la carga protésica. La literatura actual coincide en que esta pérdida es de origen multifactorial, pudiendo describir los siguientes factores^{79,83,86,90}.

El proceso de remodelación ósea inicial como consecuencia del restablecimiento de la anchura biológica, está directamente relacionado con las características del tejido blando, ya que, como ya indicaron Berghundh y Lindhe¹⁰³ en 1996, si no existe suficiente grosor del tejido blando, se producirá una reabsorción ósea hasta que se pueda restablecer correctamente. En esta misma línea, varios estudios posteriores como el de Linkevicius y cols.¹⁶² indican que si no hay un grosor del tejido blando en sentido vertical de 2 mm o más no se va a conseguir mantener estable el nivel óseo. Por ello, aunque en el presente estudio no se registra la medición concreta de cada implante, sí se considera necesario un mínimo de 2 mm de espesor gingival para poder ser incluidos^{79,81,83,86,103,104,162}.

Además, hay que prestar atención tanto a las cargas oclusales, como a la técnica quirúrgica empleada para colocar el implante, ya que un excesivo trauma quirúrgico puede generar un mayor estrés mecánico desencadenando un aumento de la pérdida ósea. En el presente estudio, se siguió el protocolo de fresado recomendado por el fabricante que permite controlar este factor. Finalmente cabe señalar que, evaluar la calidad ósea, sería importante para adaptar el protocolo quirúrgico a cada situación^{78,83,90}. En referencia a la colocación del implante, no solo la técnica quirúrgica influye, si no también la posición del implante en sentido vertical y horizontal con respecto a los implantes o dientes adyacentes, como explican Tarnow y cols. en sus estudios⁹⁹⁻¹⁰¹.

Otras de las causas de esta pérdida temprana son las directamente relacionadas con las características del implante. En primer lugar, a la luz de los resultados expuestos por Atieh y cols. en su revisión sistemática de 2018, el diseño cónico del implante utilizado en la presente investigación, mejora la distribución de la tensión en el hueso circundante, produciendo como

consecuencia menor pérdida ósea si lo comparamos con los implantes cilíndricos¹⁶³. Por otro lado, el implante utilizado presenta superficie tratada y microespiras en el cuello. Este tipo de diseño ha demostrado disminuir de manera significativa la pérdida ósea, como concluyen Niu y cols.¹¹¹ en su revisión sistemática y metaanálisis de 2016^{79,82,85,111,114,164}.

Otro de los factores relacionados con el implante es el tipo de conexión. En este caso, la literatura avala los beneficios de la conexión interna tipo Cono Morse empleada en el presente estudio, frente a otros tipos de conexión, encontrando peores resultados sobre todo en implantes de conexión externa¹⁶⁵. Este tipo de conexión cónica genera menos micromovimientos en la zona de unión implante pilar y proporciona un mejor sellado del microgap, disminuyendo de esta forma la microfiltración bacteriana. Esta contaminación del surco periimplantario puede desencadenar una reabsorción ósea de 1 mm como mecanismo de protección para alejar la zona contaminada^{93,109,165,166}.

Como característica importante unida a este tipo de conexión y que también presenta el implante utilizado en el presente estudio, está el cambio de plataforma o *platform switching*. El alejar en sentido horizontal la zona de unión implante pilar de la cresta ósea, va a protegerla de la posible microfiltración bacteriana inflamatoria, así como conseguir desplazar la zona de mayor estrés mecánico favoreciendo la dirección axial de las fuerzas oclusales que recibe el implante. Todo esto sumado a que aumenta el espacio para el tejido blando ayudando a crear un correcto perfil de emergencia, lo convierte en una característica importante y deseable para mejorar el pronóstico de nuestros tratamientos sobre implantes. Esta característica ha sido muy estudiada en los últimos años, pudiendo afirmar que la conexión interna tipo cono morse con cambio de plataforma, presenta menor pérdida ósea periimplantaria^{79,80,85,86,94,95,114,127,151,165,167-170}.

Tras la pérdida ósea inicial que normalmente no es patológica, si no debida o influida por los factores anteriormente descritos, se puede producir una disminución del nivel óseo periimplantario asociado a enfermedades como periimplantitis, desencadenadas por varios factores como “malos” implantes, “malos” clínicos y “malos” pacientes. Estas pérdidas pueden iniciarse por complicaciones relativas a la cirugía o a la prótesis siendo asépticas y no por una enfermedad. Dentro de los errores clínicos podemos señalar los que pueda cometer el cirujano en cuanto a la colocación del implante o a la existencia de restos de cemento que desencadenen una reacción a cuerpo extraño. Además, existen factores relacionados con el paciente que pueden influir en el mantenimiento del nivel óseo, como el alto consumo de medicamentos, tabaco, bruxismo, alteraciones genéticas o que hayan sido irradiados o injertados. En otros casos se debe a infección de la interfase hueso-implante: periimplantitis, si bien según distintas investigaciones esto solo se produce en un 1-2% de implantes a 10 años o más, siempre y cuando se coloquen implantes modernos por clínicos preparados^{91,105}.

En el presente estudio, no se ha llevado a cabo un registro y monitorización de otros parámetros clínicos diagnósticos biológicos, como el sondaje o sangrado al sondaje. Sin embargo, Doornewaard y cols. en su revisión de 2018, apuntan a que la medición de la

profundidad de sondaje es muy relativa, ya que puede variar dependiendo de la fuerza que se ejerza, la dirección del sondaje y el diseño protésico o del implante, pudiendo generar incluso sangrado patológico. Por tanto, no lo correlacionan con la pérdida ósea. Así como, la supuración sí es un signo inequívoco de inflamación que puede generar disminución del nivel óseo¹⁰⁷. Además, otros estudios como el de Dierens y cols.¹⁰⁶ o las conclusiones del consenso de Estepona expuestas por Albrektsson y cols.¹⁰⁵ en su publicación de 2012, encuentran que no hay correlación entre la existencia de sangrado o un aumento de la profundidad de sondaje y la pérdida ósea marginal^{105,106}. Por tanto, y como exponen nuevamente De Bruyn y cols., parámetros como el índice de placa y sangrado o profundidad al sondaje muestran una pobre sensibilidad y baja especificidad, no permitiendo predecir la existencia de un defecto óseo. Por ello se sugiere monitorizar el nivel óseo periimplantario mediante análisis radiográfico⁸¹.

Pero más allá de los factores que influyen en la pérdida ósea periimplantaria, resulta interesante observar los valores que se han sido descritos como de referencia con respecto a ésta. Según Albrektsson y cols.⁸⁸ en 1986 o Adell y cols.⁸⁹ en 1981, una pérdida de entre 1 mm y 1,2 mm el primer año, seguida de 0,2 mm anuales, se considera un éxito del tratamiento. Sin embargo, debido a los nuevos diseños de implantes y a las modificaciones en los protocolos quirúrgicos, parece evidente la necesaria revisión de esos valores. Laurell y cols. en su metaanálisis de 2011, analizan estudios prospectivos de todas las marcas de implantes que reflejen los cambios en el hueso marginal periimplantario con al menos 5 años de seguimiento, concluyendo que los tres sistemas de implantes analizados que cumplían los requisitos, perdieron menos de 1mm tras cinco años⁷⁸.

Al revisar la literatura previa referente a la pérdida ósea, encontramos como principal limitación los diferentes criterios considerados en cada estudio:

Por un lado, existen diferencias en cuanto al momento inicial a partir del cual se comienza a hacer el seguimiento, con las discrepancias lógicas en cuanto a los resultados que esto puede acarrear. Muchos estudios toman como referencia el momento de colocar la prótesis implantosoportada, sin considerar la pérdida que se ha podido producir desde la colocación del implante hasta ese momento^{109,117,155,171}. Por el contrario, igual que en el presente estudio, otros sí analizan las variaciones en el nivel óseo desde la colocación del implante, pudiendo describir de esta manera los cambios que se produzcan a lo largo de todo el seguimiento^{115,121,170,172}.

Por otro lado, como señalan Valles y cols.¹⁴⁸ en su revisión sistemática y metaanálisis, otra clara diferencia entre los estudios es la posición inicial del hueso que se considera como punto de referencia para, a partir de ahí, poder evaluar los cambios. Por ese motivo, en el presente estudio se ha querido diferenciar la pérdida ósea en dos tipos para poder comparar correctamente los resultados con el resto de la literatura previa. De esta manera se considera por un lado la pérdida ósea crestal (CBL), en la que el punto inicial de referencia es la posición más coronal de la cresta ósea, y por otro lado la pérdida ósea marginal (MBL), en la que el primer contacto hueso implante, es considerado como posición inicial.

Estos diferentes criterios en cuanto a la manera de medir los cambios en el hueso toman especial importancia cuando se analizan las diferencias entre los implantes colocados en posición yuxtacrestal y subcrestal, que es uno de los objetivos de la presente tesis doctoral. Ya que la cantidad de pérdida ósea registrada en los implantes subcrestales, puede variar enormemente si se considera una u otra manera de medir.

Dicho esto, vamos a analizar los resultados obtenidos primero con respecto a la **pérdida ósea crestal**. Los implantes subcrestales del presente estudio se colocaron a una media de 0,77 mm por debajo de la cresta ósea. La mayoría de la literatura revisada toma un valor fijo de referencia como puede ser 1, 1.5 o 2 mm subcrestales. La pérdida ósea crestal total hasta finalizar los tres años de seguimiento fue de -0,58 mm en los implantes yuxtacrestales y de -0,52 mm en los implantes subcrestales, no encontrándose diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos. Si comparamos la pérdida crestal total con estudios que llevan a cabo un seguimiento a 3 años, encontramos que los valores registrados por Sanz y cols.¹⁶⁰ (0,58+-0,77mm), son muy similares a los nuestros. Mientras que Kutan y cols.¹⁵¹ o Kim y cols.¹¹⁵ obtienen valores mayores (1,21 mm y 1,47 mm respectivamente), Al-Amri y cols.¹⁵⁰ describen valores aún menores a los del presente estudio (0,3+-0,2 mm). Sin embargo, a pesar de esta pérdida, cabe señalar que en los implantes subcrestales, el hueso se mantuvo en valores positivos en todos los momentos de medición, es decir, por encima de la plataforma del implante, a diferencia de los implantes yuxtacrestales, en los que el hueso se situó por debajo de la plataforma. Esta falta de diferencia entre ambas posiciones la describen otros estudios^{113,150,173-175}, mientras que en la mayoría de los revisados los implantes subcrestales presentan una mayor pérdida ósea crestal con respecto a los colocados en posición yuxtacrestal, aunque en estos últimos el nivel óseo se sitúa apical a la plataforma del implante^{108,115-118,150,151,155,160,165,168-170,176-179}. El hecho de que el valor total de pérdida crestal sea similar en ambas posiciones, es debido a que los milímetros subcrestales a los que se coloca el implante se suman al resto de pérdida, y la mayoría se debe a la remodelación de la cresta ósea que se produce durante la fase inicial. También se han encontrado estudios en los que los implantes subcrestales presentan menor pérdida ósea crestal. En cualquier caso, incluso los estudios que encuentran una mayor pérdida, recomiendan la posición subcrestal frente a la yuxtacrestal, ya que la mayoría mantiene el hueso estable sobre la plataforma del implante^{118,149,169,171-173,180}.

También es interesante analizar si la posición del implante influye en la evolución temporal, encontrándose que en ambas posiciones las diferencias desde la colocación del implante hasta el momento de carga protésica son similares, mostrando una disminución, que se reduce al llegar al primer año de seguimiento tras cargar el implante. Esta mayor pérdida inicial encontrada hasta llegar al primer año, coincide con la mayoría de la literatura revisada y se debe a la remodelación ósea resultante de la creación de una correcta anchura biológica, momento tras el cual el hueso se mantiene estable. Esto mejora los resultados estéticos, ampliando el espacio para el pilar y la restauración y consiguiendo un mejor perfil de emergencia^{78,85,106,110,113,153,181,182}. Sin embargo, a partir de ese momento, la evolución temporal en ambas posiciones pasa a comportarse de manera ligeramente diferente, ya que en los implantes subcrestales, se produce un ligero incremento en el nivel óseo que se va

estabilizando (+0,05 mm de T-1 a T2 y -0,01 de T2 a T3), mientras que en los yuxtacrestales, se sigue produciendo pérdida ósea, aunque esta ya es muy leve, (-0,04 mm de T-1 a T2 y -0,07 de T2 a T3) consiguiéndose una clara estabilidad en comparación con los tiempos iniciales.

Si se consideran ahora los resultados de la **pérdida ósea marginal**, en primer lugar, se observa que los implantes subcrestales tienen el primer contacto hueso implante a +0,18 mm sobre la plataforma. En segundo lugar, la diferencia entre las dos posiciones de colocación del implante pasa a ser estadísticamente significativa, existiendo una pérdida ósea marginal total de +0,07 mm en los implantes subcrestales, frente a los -0,58 mm de los implantes yuxtacrestales. Para esta medición ya no se considera el hueso que no esté en contacto con la superficie del implante, de ahí las diferencias en los datos con respecto a la medición de la pérdida ósea crestal. Por tanto, se puede apreciar claramente que los implantes colocados en posición subcrestal presentan una menor pérdida ósea marginal, manteniéndose en todos los momentos de medición el nivel de hueso por encima de la plataforma del implante. El porcentaje de implantes subcrestales que mantienen el hueso sobre la plataforma tras un año de carga varía entre los diferentes estudios, desde el 69% descrito por Donovan y cols.¹⁸³ hasta el 89,9% y el 90% descrito por Degidi y cols.¹⁷¹ y Koutouzis y cols.¹⁶⁸ respectivamente. En el presente estudio, con resultados más parecidos a estos últimos, el 83,3 % de los implantes colocados en posición subcrestal mantuvieron el nivel óseo por encima de la plataforma tras 1 año de carga, y al finalizar los 3 años de seguimiento el 80 % de los implantes subcrestales siguen aún con hueso estable sobre la plataforma del implante.

Siguiendo con el análisis de la pérdida ósea marginal, al comprobar si la posición del implante influye en la evolución temporal, se puede observar que es distinta en ambas posiciones desde el momento de colocación del implante. Por tanto, la pérdida ósea marginal en los implantes subcrestales no varía de manera significativa entre los distintos momentos de seguimiento, aunque se describe un ligero aumento desde la colocación hasta cargar el implante, que disminuye levemente hasta el primer año de seguimiento para posteriormente volver a aumentar ligeramente hasta mantenerse estable.

Por tanto, y como sugieren otros estudios revisados, parece recomendable la colocación subcrestal de un implante con conexión interna tipo Cono Morse con cambio de plataforma, ya que a la luz de los resultados encontrados, genera menor pérdida ósea crestal así como permite mantener el hueso periimplantario estable por encima de la plataforma^{148,149, 168,169,183,197}.

Para terminar de responder a los objetivos propuestos, se procede a analizar los resultados obtenidos en cuanto a la correlación de los distintos parámetros tanto con la pérdida ósea marginal como con la crestal.

En primer lugar, se observa que en los implantes subcrestales aumenta la pérdida ósea crestal cuando aumenta la **estabilidad primaria y secundaria del implante medida mediante el ISQ y el torque de inserción**. Esto puede deberse a que el incremento del torque a la hora de colocar el implante para obtener una mayor estabilidad primaria, genere

excesivas tensiones en el hueso desencadenando una mayor pérdida ósea a nivel crestal. Si analizamos la pérdida ósea marginal, esa relación no existe, por lo que posiblemente esa pérdida sea relativa a la parte de la cresta ósea que se remodela durante la fase inicial. Numerosos estudios coinciden en que la estabilidad primaria no puede predecir la pérdida ósea marginal periimplantaria que se pueda producir a largo plazo^{7,21,64,73,147,156,157,161,163,184,185}.

Sin embargo, otros encuentran una correlación positiva, aunque la mayoría sugiere que el análisis de frecuencia de resonancia se use como complemento y no como único método diagnóstico, ya que no se está claro que monitorizar los valores de ISQ nos sirva para detectar la pérdida ósea marginal^{87,124,125}.

Si se analiza de manera independiente el torque de inserción, Tanto Adell y cols.⁸⁹ como Simmons y cols.¹⁸⁴ coinciden en que un aumento del torque de inserción puede generar una mayor pérdida ósea, lo que coincide con los resultados obtenidos en el presente estudio cuando se analiza la pérdida ósea crestal en implantes subcrestales^{83,89,92,184}. Por tanto, la técnica quirúrgica debe evitar generar excesivas tensiones en el hueso.

Con respecto a los parámetros relacionados con el implante, **diámetro y longitud**, no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la pérdida ósea marginal o crestal. Sin embargo, sí se puede observar una tendencia leve que sugiere que en los implantes subcrestales, un mayor diámetro pueda ocasionar más pérdida ósea. De confirmarse esta tendencia, la posible causa podría ser el menor espacio del tejido blando como consecuencia de un diámetro mayor, como explican Cassetta y cols. que encuentran los mismos resultados¹⁰⁸. A diferencia de esto, otros estudios de elementos finitos sugieren lo contrario, que se genera una menor tensión en el hueso con implantes de mayor diámetro^{186,187}. En lo referente a la longitud del implante, de igual manera que en el presente estudio, esta parece influir en menor medida que el diámetro¹⁸⁶.

Si nos referimos al **tipo de hueso**, no se ha encontrado correlación estadísticamente significativa con la pérdida ósea marginal o crestal, ya que, aunque las características del hueso sí influyen en la estabilidad del implante, no lo hacen en el éxito a largo plazo^{136,149,157}. A pesar de los resultados del presente estudio, sí se ha observado en los implantes subcrestales una tendencia hacia una mayor pérdida ósea marginal y crestal en hueso más denso (tipo 1 y 2) que en los más esponjosos. Esta tendencia coincide con Adell y cols.⁸⁹ y Marconcini y cols.⁹² ya que el hueso más denso tiene una capacidad de remodelación diferente, siendo más lenta que en huesos blandos^{83,89,92}.

Por último, no se encuentra correlación entre la **localización** maxilar o mandibular del implante y la pérdida ósea, así como tampoco una relación con el **sexo** del paciente^{149,188} aunque los resultados podrían apuntar a una mayor pérdida ósea crestal en hombres, como indican Lin y cols.¹⁸⁹.

Los resultados referentes a la localización difieren de la mayoría de estudios revisados, en los que se observan resultados contradictorios. Mientras unos encuentran mayor pérdida en el maxilar^{108,155,188} otros lo hacen en la mandíbula^{83,189}.

VII. CONCLUSIONES

- 1.- Los factores diámetro, tipo de hueso y localización (mandibular o maxilar) influyeron significativamente en la estabilidad primaria del implante, tanto en coeficiente de estabilidad como en torque de inserción, de tal manera que implantes de mayor diámetro, con localización mandibular y colocados en huesos densos presentaron mayor estabilidad primaria. La estabilidad secundaria solo fue mayor en los implantes de mayor diámetro colocados en hueso mandibular, mientras que el tipo de hueso no influyó. Por su parte, la longitud y el sexo no mostraron influencia en ninguna de las variables.
- 2.- Existe una correlación estadística positiva considerada alta entre el coeficiente de estabilidad primaria del implante tanto con el torque de inserción ($R=0,61$,) como con el coeficiente de estabilidad secundaria ($R=0,58$). Por otro lado, la correlación entre el torque de inserción y el coeficiente de estabilidad secundaria también fue positiva pero con un efecto moderado ($R=0.437$).
- 3.- No es posible interrelacionar las variables ISQ primaria, torque de inserción e ISQ secundaria entre sí. Como alternativa se generaron modelos predictivos simples aunque los resultados obtenidos tienen una baja capacidad predictiva.
- 4.- Al comparar la **pérdida ósea crestral (CBL)** en implantes yuxtacrestales versus subcrestales, en cada tiempo de medición se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas en todos ellos (T_{basal} , T_0 , T_1 , T_2 y T_3). Al ver la evolución en cada grupo, se observa un patrón común hasta el primer año (T_1), donde existe cierta pérdida, siendo a partir de ahí diferente para los implantes subcrestales, con un ligero incremento, que para los yuxtacrestales que muestran una leve pérdida.
- 5.- En los implantes subcrestales se encuentra correlación estadística alta con el coeficiente de estabilidad primaria ($R=-0,51$) y moderada con la estabilidad secundaria ($R=-0,42$) y el torque de inserción ($R=-0,31$). Mientras que en los implantes colocados en posición yuxtacrestal no se encontró relación de la pérdida ósea crestral con ninguno de los parámetros que analizan la estabilidad del implante (ISQ primaria, torque de inserción e ISQ secundaria).
- 6.- Con respecto a los diferentes parámetros relacionados con el implante o el paciente (longitud, diámetro, tipo de hueso, localización y sexo), no se observó relación entre ninguno de ellos y la pérdida ósea crestral.
- 7.- La **pérdida ósea marginal (MBL)** mostró diferencias estadísticamente significativas entre las dos posiciones de colocación: subcrestales ($+0,07$ mm) y yuxtacrestales ($-0,58$ mm) tanto de manera general como entre ambos grupos en cada tiempo. En los implantes subcrestales, las diferencias en general entre los distintos tiempos de

seguimiento no fueron estadísticamente significativas, excepto entre T-1 y T-2, donde el hueso aumenta (0,05 mm) de manera significativa. Por su parte en los yuxtacrestales, hay diferencias entre todos los tiempos mostrando una pérdida paulatina pero cada vez de menor magnitud.

- 8.- No se encontró ninguna relación entre la pérdida ósea marginal y las variables que miden la estabilidad primaria y secundaria (ISQ primaria, torque de inserción e ISQ secundaria).
- 9.- Al analizar la relación entre la pérdida ósea marginal y los diferentes parámetros relacionados con el implante o el paciente (longitud, diámetro, tipo de hueso, localización y sexo), no se obtuvo significación estadística para ninguno de ellos.

VIII. BIBLIOGRAFÍA

1. Bayarchimeg D, Namgoong H, Kim BK, Kim MD, Kim TI, Seol YJ et al. Evaluation of the correlation between insertion torque and primary stability of dental implants using a block bone test. *J Periodontal Implant Sci* 2013; 43(1): 30-6
2. Marquezan M, Osório A, Sant'Anna E, Souza MM, Maia L. Does bone mineral density influence the primary stability of dental implants? A systematic review. *Clin Oral Impl Res* 2012; 23: 767-74.
3. Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *Journal of Dentistry* 2010; 38: 612-20.
4. Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin Oral Impl Res* 2009; 20: 467-71.
5. Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clinical Materials* 1992; 10: 153-201.
6. Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: 425-31.
7. Monje A, Ravidà A, Wang HL, Helms JA, Brunski JB. Relationship between primary/mechanical and secondary/biological implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2019; 34: s7-s23.
8. Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res*. 1998; 43(2): 192-203.
9. Molly L. Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin. Oral Impl. Res* 2006; 17 (Suppl. 2): 124-35.
10. Bashutski JD, D'Silva NJ, Wang HL. Implant pressure necrosis: Current understanding and case report. *J Periodontal* 2009; 80(4): 700-4.
11. Degidi M, Daprile G, Piattelli A. Primary stability determination by means of insertion torque and RFA in a sample of 4,135 implants. *Clin Impl Dent Relat Res* 2014; 14: 501-7.
12. Degidi M, Daprile G, Piattelli A, Iezzi G. Development of a new implant primary stability parameter: insertion torque revisited. *Clin Impl Dent Relat Res* 2013; 15: 637-44.
13. Cehreli MC, Karasoy D, Akca K, Eckert SE. Meta-analysis of methods used to assess implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24: 1015-32.

14. Gómez-Polo M, Ortega R, Gómez-Polo C, Martín C, Celemín A, Del Río J. Does length, diameter, or bone quality affect primary and secondary Stability in self-tapping dental implants? *J Oral Maxillofac Surg* 2016; 74(7):1344-53.
15. Dos Santos MV, Elias CN, Cavalcanti Lima JH. The effects of superficial roughness and desing on the primary stability os dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2011; 13(3):215-23.
16. Turkyilmaz I, Sennerby L, McGlumphy EA, Tozum TF. Biomechanical aspects of primary implant stability: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009; 11(2):113-9.
17. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Impl Res* 1996; 7: 261–7.
18. Turkyilmaz I, Tözüm TF, Tumer C, Ozbek EN. Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone, and maximum torque and resonance frequency values at dental implant placement. *J Oral Rehabil* 2006; 33:881–8.
19. Zita Gomes R, de Vasconcelos MR, Lopes Guerra IM, de Almeida RAB, de Campos Felino AC. Implant stability in the posterior maxilla: a controlled clinical trial. *Biomed Res Int* 2017; 25: 1-11.
20. Carmo Filho LC, Faot F, de Matos Madruga M, Marcello-Machado RM, Bordin D, del Bel Curry AA. Effect of implant macrogeometry on peri-implant healing outcomes: a randomized clinical trial. *Clin Oral Investig* 2018; 23: 567-75.
21. Chen MH, Lyons KM, Tawse-Smith A, Ma S. Clinical significance of the use of resonance frequency analysis in assessing implant stability: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2019; 32(1): 51-8.
22. Bilhan H, Geckili O, Mumcu E, Bozdog E, Sunbuloglu E, Kutay O. Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone. *J Oral Rehabil* 2010; 37(12):900-7.
23. Östman PO, Hellman M, Wendelhag I, Sennerby L. Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. *Int J Prosthodont* 2006; 19: 77–83.
24. Isoda K, Ayukama Y, Tsukiyama Y, Sogo M, Matsushita Y, Koyano K. Relationship between the bone density estimates by cone-beam computed tomography and the primary stability of dental implants. *Clin Oral Impl Res* 2012; 23: 832-6.

25. Turkylmaz I, Tozum TF. Enhancing primary implant stability by undersizing implant site preparation: a human cadaver study. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg* 2019; 121(1): 58-62.
26. Açıl Y, Sievers J, Gulses A, Ayna M, Wiltfang J, Terheyden H. Correlation between resonance frequency, insertion torque and bone-implant contact in self-cutting threaded implants. *Odontology* 2017; 105(3): 347-53.
27. Barone A, Alfonsi F, Derchi G, Tonelli P, Toti P, Marchionni S et al. The effect of insertion torque on the clinical outcome of single implants: a randomized clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res* 2016; 18(3): 588-600.
28. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Oral Impl Res* 2004; 15: 474-80.
29. Borobio Gómez E, Peyro Fernandez B, Gómez-Polo M, Megía Torres J, Lopez-Quiles Martinez J, Del Río Highsmith J. *Rev Int Protesis Est* 2014;
30. Wang TM, Lee MS, Wang JS, Lin LD. The effect of implant design and bone quality on insertion torque, resonance frequency analysis, and insertion energy during implant placement in low-to-medium-density bone. *Int J Prosthodont* 2015; 28(1):40-7.
31. Park KJ et al. The relationship between implant stability quotient values and implant insertion variables: a clinical study. *J Oral Rehabil* 2012; 39: 151-9.
32. Lozano-Carrascal N, Salomó-Coll O, Gilabert-Cerdá M, Farré-Pagés N, Gargallo-Albiol J, Hernández-Alfaro F. Effect of implant macro-design on primary stability: a prospective clinical study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2016; 21(2): 214-21.
33. Valente ML, de Castro DT, Shimano AC, Lepri CP, dos Reis AC. Analysis of the influence of implant shape on primary stability using the correlation of multiple methods. *Clin Oral Investig* 2015; 19(8): 1861-6.
34. Torroella-Saura G, Mareque-Bueno J, Cabratosa-Termes J, Hernández-Alfaro F, Ferrés-Padró E, Calvo-Guirado JL. Effect of implant design in immediate loading. A randomized, controlled, split-mouth, prospective clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 2015; 26(3):240-4.
35. Staedt H, Palarie V, Staedt A, Wolf JM, Lehmann KM, Ottl P et al. Primary stability of cylindrical and conical dental implants in relation to insertion torque – a comparative ex vivo evaluation. *Implant Dent* 2017; 26(2): 250-5.

36. Sciasci P, Casalle N, Vaz LG. Evaluation of primary stability in modified implants: analysis by resonance frequency and insertion torque. *Clin Implant Dent Relat Res* 2018; 20(3): 274-9.
37. Sim CP, Lang NP. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell mentor during implant tissue integration: I. Instrument positioning, bone structure, implant lenght. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21(6):598-604.
38. Karl M, Irastorza-Landa A. Does implant design affect primary stability in extraction sites? *Quintessence Int* 2017; 48(3): 219-24.
39. De Oliveira AK, de Mattias IA, Azevedo-Alanis LR, Tiossi R, Fontao FNGK. Influence of cortical bone anchorage on the primary stability of dental implants. *Oral Maxillofac Surg* 2018; 22(3): 297-301.
40. Mesa F, Muñoz R, Noguerol B, Luna JD, Galindo P, O`Valle F. Multivariate study of factors influencing primary dental implant stability. *Clin Oral Impl Res* 2008; 19: 196-200.
41. Simmons DE, Maney P, Teitelbaum AG, Billiot S, Popat LJ, Palaiologou AA. Comparative evaluation of the stability of two different dental implant designs and surgical protocols a pilot study. *Int J Implant Dent* 2017; 3: 1-6.
42. Waechter J, de Matos Madruga M, do Carmo Filho LC, Manzolli Leite FR, Schinestsck AR, Faot F. Comparison between tapered and cylindrical implants in the posterior regions of the mandible: a prospective, randomized, split-mouth clinical trial focusing on implant stability changes during early healing. *Clin Implant Dent Relat Res* 2017; 19(4): 733-41.
43. Dagher M, Mokbel N, Jabbour G, Naaman N, Resonance frequency analysis, insertion torque, and bone to implant contact of 4 implant surfaces: comparison and correlation study in sheep. *Implant Dent* 2014; 23(6): 672-8.
44. Ribeiro-Rotta RF, Gomes de Oliveira RC, Dias DR, Lindh C, Leles CR. Bone tissue microarchitectural characteristics at dental implant sites part 2: correlation with bone classification and primary stability. *Clin Oral Impl Res* 2014; 25: e47-e53.
45. Merheb J, Vercruyssen M, Coucke W, Quirynen M. Relationship of implant stability and bone density derived from computerized tomography images. *Clin Implant Dent Relat Res* 2018; 20(1): 50-7.
46. Fuster-Torres MA, Peñarrocha-Diago M, Peñarrocha-Oltra D, Peñarrocha-Diago M. Relationships between bone density values from cone beam computed tomography,

- maximum insertion torque, and resonance frequency analysis at implant placement: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26: 1051-56.
47. Lekholm U. & Zarb, G. (1985) Patient selection and preparation In: Branemark P.I., Zarb G. & Albrektsson T. eds. *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*, 233-40. Chicago: Quintessence.
 48. Ribeiro-Rotta RF, Gomes de Oliveira RC, Dias DR, Lindh C, Leles CR. Bone tissue microarchitectural characteristics at dental implant sites part 2: correlation with bone classification and primary stability. *Clin Oral Implants Res* 2014; 25(2): e47-e53.
 49. Salimov F, Tatli U, Kurkcu M, Akoglan M, Oztunc H, Kurtoglu C. Evaluation of relationship between preoperative bone density values derived from cone beam computed tomography and implant stability parameters: a clinical study. *Clin Oral Implants Res* 2014; 25(9): 1016-21.
 50. Johansson B, Back T, Hirsch JM. Cutting torque measurements in conjunction with implant placement in grafted and nongrafted maxilla as an objective evaluation of bone density: a possible method for identifying early implant failure? *Clin Implant Dent Relat Res* 2004; 6: 9–14.
 51. Bayarchimeg D et al. Evaluation of the correlation between insertion torque and primary stability of dental implants using a block bone test. *J Periodontal Implant Sci* 2013; 43(1): 30-6.
 52. Turkyilmaz I, Tumer C, Ozbek EN, Tözüm TF. Relations between the bone density values from computerized tomography, and implant stability parameters: a clinical study of 230 regular platform implants. *J Clin Periodontol* 2007; 34:716–22.
 53. Sennerby L et al. Evaluation of a novel cone beam computed tomography scanner for bone density examinations in preoperative 3D reconstructions and correlation with primary implant stability. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015; 17(5):844-53.
 54. Krafft T, Graef F, Karl M. Osstell resonance frequency measurement values as a prognostic factor in implant dentistry. *J Oral Implantol* 2015; 41(4): e133-7.
 55. Aparicio C, Lang NP, Rangert B. Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface. *Clin Oral Impl Res* 2006; 17 (Suppl.2): 2-7.
 56. Filho LC et al. Assessment of the correlation between insertion torque and resonance frequency analysis of implants placed in bone tissue of different densities. *J Oral Implantol* 2014; 40(3):259-62.

57. Pauwels R, Sessirisombat S, Panmekiate S. Mandibular bone structure analysis using cone beam computed tomography vs primary implant stability: an ex vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2017; 32(6): 1257-65.
58. Arisan V, Karabuda ZC, Avsever H, Ozdemir T. Conventional multi-slice computed tomography (CT) and cone-beam CT (CBCT) for computer-assisted implant placement. Part I: relationship of radiographic gray density and implant stability. *Clin Implant Dent Relat Res* 2013; 15(6):893-906.
59. Farré-Pagès N, Augé-Castro ML, Alaejos-Algarra F, Mareque-Bueno J, Ferrés-Padró E, Hernández-Alfaro F. Relation between bone density and primary implant stability. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2011; 16: e62-7.
60. Linck GK, Ferreira GM, De Oliveira RC, Lindh C, Leles CR, Ribeiro-Rotta RF. The influence of tactile perception on classification os bone tissue at dental implant insertion. *Clin Implant Dent Relat Res* 2016; 18(3):601-8.
61. Quesada-García MP, Prados-Sanchez E, Olmedo-Gaya MV, Muñoz-Soto E, Vallecillo-Capilla M, Bravo M. Dental implant stability is influenced by implant diameter and localization and by the use of plasma rich in growth factors. *J Oral Maxillofac Surg* 2012; 70(12): 2761-7.
62. Monje A et al. Effect of location on primary stability and healing of dental implants. *Implant Dent* 2014; 23(1):69-73.
63. Makary C, Rebaudi A, Sammartino G, Naaman N. Implant primary stability determined by resonance frequency analysis: correlation with insertion torque, histologic bone volume, and torsional stability at 6 weeks. *Implant Dent* 2012; 21(6):474-80.
64. Simunek A et al. Changes in stability after healing of immediately loaded dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25(6):1085-92.
65. Degidi M, Daprile G, Plattelli A. Primary stability determination by means of insertion torque and RFA in a sample of 4,135 implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012; 14(4):501-7.
66. Romanos GE, Delgado-Ruiz RA, Sacks D, Calvo-Guirado JL. Influence of the implant diameter and bone quality on the primary stability of porous tantalum trabecular metal dental implants: an in vitro biomechanical study. *Clin Oral Implants Res* 2016; 24
67. Guler AU, Sumer M, Duran I, Sandikci EO, Telcioglu NT. Resonance frequency analysis os 208 Straumann dental implants during the healing period. *J oral Implantol* 2013; 39(2):161-7.

68. Barewal RM, Stanford C, Weesner TC. A randomized controlled clinical trial comparing the effects of three loading protocols on dental implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27(4):945-56
69. Karl M, Graef F, Heckemann S, Krafft T. Parameters of resonance frequency measurement values: a retrospective study of 385 ITI dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19(2):214-8.
70. Bischof M, Nedir R, Szmukler-Moncler D, Bernard JP, Samson J. Implant stability measurement of delayed and immediate loaded implants during healing. *Clin Oral Impl Res* 2004; 15: 529–39.
71. Becker W, Becker BE, Hujoel P, Abu Ras Z, Goldstein M, Smidt A. Prospective clinical trial evaluating a new implant system for implant survival, implant stability and radiographic bone changes. *Clin Implant Dent Relat Res* 2013; 15(1): 15-21.
72. Zix J, Hug S, Kessler-Liechti G, Mericske-Stern R. Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis and damping capacity assessment: comparison of both techniques in a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23: 525-30.
73. Becker W, Hujoel P, Becker BE. Resonance Frequency analysis: comparing two clinical instruments. *Clin Implant Dent Relat Res* 2018; 20(3): 308-12.
74. Lachmann S, Jager B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, Weber H. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment Part 1: an in vivo study on measurement reliability and a method of comparison in the determination of primary dental implant stability. *Clin Oral Impl Res* 2006; 17: 75-9.
75. Rabel A, Kohler SG, Schmidt-Westhausen AM. Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. *Clin Oral Investig* 2007; 11(3):257-65.
76. Díaz-Castro MC, Falcao A, López-Jarana P, Falcao C, Ríos-Santos JV, Fernández-Palacín A et al. Repeatability of the resonance frequency analysis values in implants with a new technology. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2019; 24(5): e636-42.
77. Norton M. The influence of low insertion torque on primary stability, implant survival, and maintenance of marginal bone levels: a closed-cohort prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2017; 32(4): 849-57.
78. Laurell L, Lundgren D. Marginal bone level changes at dental implants after 5 years in function: a meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2011; 13(1): 19-28.

79. Hermann F, Lerner H, Palti A. Factors influencing the preservation of the periimplant marginal bone. *Implant Dent* 2007; 16(2): 165-75.
80. Strietzel FP, Neumann K, Hertel M. Impact of platform switching on marginal peri-implant bone-level changes. A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res* 2015; 26(3): 342-58.
81. De Bruyn H, Vandeweghe S, Ruyffelaert C, Cosyn J, Snnerby L. Radiographic evaluation of modern oral implants with emphasis on crestal bone level and relevance to peri-implant health. *Periodontol 2000* 2013; 62(1): 256-70.
82. Lang NP, Jepsen S. Implant surfaces and design (Working Group 4). *Clin Oral Implants Res* 2009; 20 Suppl 4: 228-31.
83. Suárez-López F, Lin GH, Monje A, Galindo-Moreno P, Wang HL. Influence of soft tissue thickness on peri-implant marginal bone loss: a systematic review and meta-analysis. *J Periodontol* 2016; 87(6): 690-9.
84. Galindo-Moreno P, León-Cano A, Ortega-Oller I, Monje A, O Valle F, Catena A. Marginal bone loss as success criterion in implant dentistry: beyond 2 mm. *Clin Oral Implants Res* 2015; 26(4): e28-e34.
85. Canullo L, Fedele GR, Iannello G, Jepsen S. Platform switching and marginal bone-level alterations: the results of a randomized-controlled trial. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21(1): 115-21.
86. Atieh MA, Ibrahim HM, Atieh AH. Platform switching for marginal bone preservation around dental implants: a systematic review and meta-analysis. *J Periodontol* 2010; 81(10): 1350-66.
87. Khalaila W, Nasser M, Ormianer Z. Evaluation of the relationship between Periotest values, marginal bone loss, and stability of single dental implants: a 3-year prospective study. *J Prosthet Dent* 2020; 124(2): 183-8.
88. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986; 1: 11-25.
89. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10(6): 387-416.
90. Ikar M, Grobecker-Karl T, Karl M, Steiner C. Mechanical stress during implant surgery and its effects on marginal bone: a literature review. *Quintessence Int* 2020; 51(2): 142-50.

91. Albrektsson T, Chrcanovic B, Östman PO, Sennerby L. Initial and long-term crestal bone responses to modern dental implants. *Periodontol 2000* 2017; 73(1): 41-50.
92. Marconcini S, Giammarinaro E, Toti P, Alfonsi F, Covani U, Barone A. Longitudinal analysis on the effect of insertion torque on delayed single implants: a 3-year randomized clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2018; 20(3): 322-32.
93. Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J, Klinge B. Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. *J Clin Periodontol* 1995; 22: 255-261.
94. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: A new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006; 26: 9-17.
95. Di Girolamo M, Calcaterra R, Di Gianfilippo R, Arcuri C, Baggi L. Bone level changes around platform switching and platform matching implants: a systematic review with meta-analysis. *Oral Implantol* 2016; 9(1): 1-10.
96. Dursun E, Tulunoglu I, Canpinar P, Uysal S, Akalin FA, Tözüm TF. Are marginal bone levels and implant stability/mobility affected by single-stage platform switched dental implants? A comparative clinical study. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23(10): 1161-7.
97. Dursun E, Tulunoglu I, Murat Ozbek S, Uysal S, Alev Akalin F, Kilinc K et al. The influence of platform switching on clinical, laboratory, and image-based measures: a prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2014; 16(6): 936-46.
98. Galindo-Moreno P, León-Cano A, Monje A, Ortega-Oller I, O'Valle F, Catena A. Abutment height influences the effect of platform switching on peri-implant marginal bone loss. *Clin Oral Implants Res* 2016; 27(2): 167-73.
99. Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol* 2000; 71(4): 546-9.
100. Tarnow D, Elian N, Fletcher P, Froum S, Magner A, Cho SC et al. Vertical distance from the crest of bone to the height of the interproximal papilla between adjacent implants. *J Periodontol* 2003; 74(12): 1785-8.
101. Tarnow DP, Magner AW, Fletcher P. The effect of the distance from the contact point to the crest of bone on the presence or absence of the interproximal dental papilla. *J Periodontol* 1992; 63: 995-6.
102. Gargiulo.

103. Berglundh T, Lindhe J. Dimension of the periimplant mucosa. Biological width revisited. *J Clin Periodontol* 1996; 23(10): 971-3.
104. Vervaeke S, Dierens M, Besseler J, De Bruyn H. The influence of initial soft tissue thickness on peri-implant bone remodeling. *Clin Implant Dent Relat Res* 2014; 16(2): 238-47.
105. Albrektsson T, Buser D, Sennerby L. Crestal bone loss and oral implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012; 14(6): 783-91.
106. Dierens M, Vandeweghe S, Kisch J, Nilner K, De Bruyn H. Long-term Follow-up of turned single implants placed in periodontally healthy patients after 16-22 years: radiographic and peri-implant outcome. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23(2): 197-204.
107. Doornewaard R, Jacquet W, Cosyn J, De Bruyn H. How do peri-implant biologic parameters correspond with implant survival and peri-implantitis? A critical review. *Clin Oral Implants Res* 2018; 29 Suppl 18: 100-23.
108. Cassetta M, Driver A, Brandetti G, Calasso S. Peri-implant bone loss around platform-switched Morse taper connection implants: a prospective 60-month follow-up study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2016; 45(12): 1577-85.
109. Gultekin BA, Gultekin P, Leblebicioglu B, Basegmez C, Yalcin S. Clinical evaluation of marginal bone loss and stability in two types of submerged dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28(3): 815-23.
110. Praça LFG, Teixeira RC, Rego RO. Influence of abutment disconnection on peri-implant marginal bone loss: a randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 2020; 31(4): 341-51.
111. Niu W, Wang P, Zhu S, Liu Z, Ji P. Marginal bone loss around dental implants with and without microthreads in the neck: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent* 2017; 117(1): 34-40.
112. Lang NP, Berglundh T. Periimplant diseases: where are we now? Consensus of the Seventh European Workshop on Periodontology. *J Clin Periodontol* 2011; 38: 178–181.
113. Saleh M, Ravidà A, Suárez-López F, Lin GH, Asa`ad F, Wang HL. The effect of implant-abutment junction position on crestal bone loss: a systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2018; 20(4): 617-33.
114. Schwarz F, Alcoforado G, Nelson K, Schaer A, Taylor T, Beuer F, Strietzel FP. Impact of implant-abutment connection, positioning of the machined collar/microgap, and

- platform switching on crestal bone level changes. Camlog Foundation Consensus Report. Clin Oral Implants Res 2014; 25(11): 1301-3.
115. Kim YT, Lim GH, Lee JH, Jeong SN. Marginal bone level changes in association with different vertical implant positions: a 3-year retrospective study. J Periodontal Implant Sci 2017; 47(4): 231-9.
 116. Schwarz F, Mihatovic I, Golubovich V, Schär, Sager M, Becker J. Impact of abutment microstructure and insertion depth on crestal bone changes at nonsubmerged titanium implants with platform switch. Clin Oral Implants Res 2015; 26(3): 287-92.
 117. Pellicer-Chover H, Penarrocha-Diago M, Penarrocha-Oltra D, Gomar-Vercher S, Agustin-Panadero R, Penarrocha-Diago M. Impact of crestal and subcrestal implant placement in peri- implant bone: a prospective comparative study. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2016; 21(1): e103–e10.
 118. Degidi M, Perrotti V, Shibli JA, Novaes AB, Piattelli A, Iezzi G. Equicrestal and subcrestal dental implants: a histologic and histomorphometric evaluation of nine retrieved human implants. J Periodontol 2011. 82(5): 708–15.
 119. Cassetta M, Di Giorgio R, Barbato E. Are intraoral radiographs reliable in determining peri-implant marginal bone level changes? The correlation between open surgical measurements and peri-apical radiographs. Int J Oral Maxillofac Surg 2018; 47(10): 1358-64.
 120. Kamburoglu K, Gülsahi A, Genç Y, Paksoy CS. A comparison of peripheral marginal bone loss at dental implants measured with conventional intraoral film and digitized radiographs. J Oral Implantol 2012; 38(3): 211-9.
 121. Park JC, Ha SR, Kim SM, Kim MJ, Lee JB, Lee JH. A randomized clinical 1-year trial comparing two types of non-submerged dental implants. Clin Oral Implants Res 2010; 21(2): 228-36.
 122. Dos Santos Corpas L, Jacobs R, Quirynen M, Huang Y, Naert I, Duyck J. Peri-implant bone tissue assessment by comparing the outcome of intra-oral radiograph and cone beam computed tomography analyses to the histological standard. Clin Oral Implants Res 2011; 22(5): 492-9.
 123. Al-Juboori MJ, AbdulRahaman SB, Hassan A. The correlation between crestal bone resorption and implant stability during healing period using resonance frequency analysis. Implant Dent 2013; 22(4): 351-5.

124. Monje A, Insua A, Monje F, Muñoz F, Salvi G, Buser D et al. Diagnostic accuracy of the implant stability quotient in monitoring progressive peri-implant bone loss: an experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 2018; 29(10): 1016-24.
125. Gehrke SA, Sánchez del Val JE, Ramírez Fernández MP, Shibli JA, Orlato Rossetti PH, Calvo Guirado JL. Stability and crestal bone behavior following simultaneous placement of multiple dental implants (two or more) with the bone splitting technique: a clinical and radiographic evaluation. *Clin Implant Dent Res* 2017; 19(1): 123-30.
126. Salgado-Peralvo AO, Sanz-Esporrín J, Mateos-Moreno MV, Haidar-Wehbe A, Blanco-Carrión A, Velasco-Ortega E. Profilaxis antibiótica en implantología oral. Revisión crítica de la literatura. *Rev Esp Cir Oral Maxilofac* 2019; 41(2): 80-90.
127. Fernández-Formoso N, Rilo B, Mora MJ, Martínez-Silva I, Díaz-Alfonso AM. Radiographic evaluation of marginal bone maintenance around tissue level implant and bone level implant: a randomized controlled trial. A 1-year follow-up. *J Oral Rehabil* 2012; 39(11): 830-7.
128. Weber HP, Morton D, Gallucci GO, Roccuzzo M, Cordaro L, Grutter L. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24(suppl):180-3.
129. Sakka S, Al-ani Z, Kasioumis T, Worthington H, Coulthard P. Inter-examiner and intra-examiner reliability of the measurement of marginal bone loss around oral implants. *Implant Dent* 2005; 14(4): 386-8.
130. Alsaadi G, Quirynen M, Michiels K, Jacobs R, van Steenberghe D. A biomechanical assessment of the relation between the oral implant stability at insertion and subjective bone quality assessment. *J Clin Periodontol* 2007; 34(4):359-66.
131. Lages FS, Douglas-de Oliveira DW, Costa FO. Relationship between implant stability measurements obtained by insertion torque and resonance frequency analysis: a systematic review. *Clin Implant Dent Res* 2018; 20(1): 26-33.
132. Trisi P, Rao W. Bone classification: clinical-histomorphometric comparison. *Clin Oral Impl Res* 1999; 10: 1–7.
133. Lachmann S et al. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment Part 2: peri-implant bone loss follow-up. An in vitro study whit the Periotest TM and Osstell TM. *Clin Oral Impl Res* 2006; 17: 80-4.

- 134.** Hsu JT, Shen YW, Kuo CW, Wang RT, Fuh LJ, Huang HL. Impacts of 3D bone-to-implant contact and implant diameter on primary stability of dental implant. *J Formos Med Assoc* 2017; 116(8): 582-90.
- 135.** González-García R, Monje F, Moreno-García C. Predictability of the resonance frequency analysis in the survival of dental implants placed in the anterior non-atrophied edentulous mandible. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2011; 16(5): e664-9.
- 136.** Dias DR, Leles CR, Lindh C, Ribeiro-Rotta RF. Marginal bone level changes and implant stability after loading are not influenced by baseline microstructural bone characteristics: 1-year follow-up. *Clin Oral Implants Res* 2016; 27(10): 1212-20.
- 137.** Herekar M, Sethi M, Ahmad T, Fernandes AS, Patil V, Kulkarni H. A correlation between bone(B), insertion torque (IT), and implant Stability (S): Bits score. *J Prosthet Dent* 2014; 1-6
- 138.** Hsu JT, Huang HL, Chang CH, Tsai MT, Hung WC, Fuh LJ. Relationship of three-dimensional bone-to-implant contact to primary implant stability and peri-implant bone strain in immediate loading: microcomputed tomographic and in vitro analyses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28(2): 367-74.
- 139.** Huang HL et al. Relation between initial implant stability quotient and bone-implant contact percentage: an in vitro model study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2013; 116(5): e356-61.
- 140.** Bayarchimeg D et al. Evaluation of the correlation between insertion torque and primary stability of dental implants using a block bone test. *J Periodontal Implant Sci* 2013; 43(1): 30-6.
- 141.** Trisi P, Benedittis S, Perfetti G, Berardi D. Primary stability, insertion torque and bone density of cylindric implant ad modum Branemark: is there a relationship? An in vitro study. *Clin Oral Impl Res* 2011; 22: 567–70.
- 142.** Magno Filho LC et al. Assessment of the correlation between insertion torque and resonance frequency analysis of implants placed in bone tissue of different densities. *J Oral Implantol* 2012;16.
- 143.** Gramanzini M et al. Combined microcomputed tomography, biomechanical and histomorphometric analysis of the peri-implant bone: a pilot study in minipig model. *Dent Mater* 2016; 32(6):794-806.
- 144.** Ohta K et al. Influence of factors related to implant stability detected by wireless resonance frequency analysis device. *J Oral Rehabil* 2010; 37: 131-7.

145. El libro blanco del coeficiente de estabilidad del implante. La relación entre diagnósticos fiables y procedimientos seguros y satisfactorios de los implantes dentales. 1ª Edición.
146. Han J, Luilic M, Lang NP. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell mentor during implant tissue integration: II. Implant surface modifications and implant diameter. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21(6):605-11.
147. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15(5):520-8.
148. Valles C, Rodriguez-Ciurana X, Clementini M, Baglivo M, Paniagua B, Nart J. Influence of subcrestal implant placement compared with equicrestal position on the peri-implant hard and soft tissues around platform-switched implants: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig* 2018; 22(2): 555-70.
149. Aimetti M, Ferrarotti F, Mariani GM, Ghelardoni C, Romano F. Soft tissue and crestal bone changes around implants with platform-switched abutments placed nonsubmerged at subcrestal position: a 2-year clinical and radiographic evaluation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015; 30(6): 1369-77.
150. Al Amri MD, Al-Johany SS, Al Baker AM, Al Rifaiy MQ, Abduljabbar TS, Al-Kheraif AA. Soft tissue changes and crestal bone loss around platform-switched implants placed at crestal and subcrestal levels: 36-month results from a prospective split- mouth clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 2016; 28(11): 1342–47.
151. Kutan E, Bolukbasi N, Yildirim-Ondur E, Ozdemir T. Clinical and radiographic evaluation of marginal bone changes around platform-switching implants placed in crestal or subcrestal positions: a randomized controlled clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res* 2016; 17(Suppl 2): e364–75.
152. Huber S, Rentsch-Kollàr A, Grogg F, Katsoulis J, Mericske R. A 1-year controlled clinical trial of immediate implants placed in fresh extraction sockets: stability measurements and crestal bone level changes. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012; 14(4): 491-500.
153. Cavallaro JS. Implant survival and radiographic analysis of proximal bone levels surrounding a contemporary dental implant. *Implant Dent* 2011; 20(2): 146-56.
154. Park JC, Baek WS, Choi SH, Cho KS, Jung UW. Long-term outcomes of dental implants placed in elderly patients: a retrospective clinical and radiographic analysis. *Clin Oral Implants Res* 2017; 28(2): 186-91.

155. Cassetta M, Di Mambro A, Giansanti M, Brandetti G, Calasso S. A 36-month follow-up prospective cohort study on peri-implant bone loss of Morse Taper connection implants with platform switching. *J Oral Sci* 2016; 58(1): 49-57.
156. Dias DR, Leles CR, Lindh C, Ribeiro-Rotta RF. The effect of marginal bone level changes on the stability of dental implants in a short-term evaluation. *Clin Oral Implants Res* 2015; 26(10): 1185-90.
157. Donati M, La Scala V, Di Raimondo R, Speroni S, Testi M, Berglundh T. Marginal bone preservation in single-tooth replacement: a 5-year prospective clinical multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015; 17(3): 425-34.
158. Caetano GM, Pauletto P, Mezzomo LA, Rivaldo EG. Crestal bone changes in different implants designs: a prospective clinical trial. *Eur J Dent* 2019; 13(4): 497-502.
159. Pettersson P, Sennerby L. A 5-year retrospective study on Replace Select Tapered dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015; 17(2): 286-95.
160. Sanz M, Ivanoff CJ, Weingart D, Wiltfang J, Gahlert M, Cordaro L et al. Clinical and radiologic outcomes after submerged and transmucosal implant placement with two-piece implants in the anterior maxilla and mandible: 3-year results of a randomized controlled clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015; 17(2): 234-46.
161. Lee KJ, Cha JK, Sanz-Martin I, Sanz M, Jung UW. A retrospective case series evaluating the outcome of implants with low primary stability. *Clin Oral Implants Res* 2019; 30(9): 861-71.
162. Linkevicius T, Puisys A, Svediene O, Linkevicius R, Linkeviciene L. Radiological comparison of laser-microtextured and platform-switched implants in thin mucosa biotype. *Clin Oral Implants Res* 2015; 26(5): 599-605.
163. Atieh MA, Alsabeeha N, Duncan WJ. Stability of tapered and parallel-walled dental implants: a systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2018; 20(4): 634-45.
164. Abrahamsson I, Berglundh T. Effects of different implant surfaces and designs on marginal bone-level alterations: a review. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20 Suppl 4: 207-15.
165. Cochran DL, Bosshardt DD, Griza L, Higginbottom FL, Jones AA, Jung RE et al. Bone response to loaded implants with non-matching implant-abutment diameters in the canine mandible. *J Periodontol* 2009; 80(4): 609-17.

166. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Schoolfield JD, Cochran DL. Biologic width around one- and two-piece titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 2001; 12(6): 559–71.
167. Fickl S, Zuhr O, Stein JM, Hurzeler MB. Peri-implant bone level around implants with platform-switched abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25(3): 577–81.
168. Koutouzis T, Neiva R, Nonhoff J, Lundgren T. Placement of implants with platform-switched Morse taper connections with the implant-abutment interface at different levels in relation to the alveolar crest: a short-term (1-year) randomized prospective controlled clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28(6): 1553– 63.
169. Veis A, Parissis N, Tsirlis A, Papadeli C, Marinis G, Zogakis A. Evaluation of peri-implant marginal bone loss using modified abutment connections at various crestal level placements. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2010; 30(6): 609–17.
170. Cappiello M, Luongo R, Di Lorio D, Calogero B, Cocchetto R, Celletti R. Evaluation of peri-implant bone loss around platform switched implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008; 28(4): 347-55.
171. Degidi M, Daprile G, Piattelli A. Marginal bone loss around implants with platform-switched Morse-cone connection: a radiographic cross-sectional study. *Clin Oral Implants Res* 2017; 28(9): 1108-12.
172. Barros RRM, Novaes AB, Muglia VA, Iezzi G, Piattelli A. Influence of interimplant distances and placement depth on peri-implant bone remodeling of adjacent and immediately loaded Morse cone connection implants: a histomorphometric study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21(4): 371–8.
173. Romanos GE, Aydin E, Gaertner K, Nentwig GH. Long-term results after subcrestal or crestal placement of delayed loaded implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015; 17(1): 133-41.
174. De Siqueira RAC, Fontao FNGK, Sartori IADM, Santos PGF, Bernardes SR, Tiosso R. Effect of different implant placement depths on crestal bone levels and soft tissue behavior: a randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 2016; 28: 1227–33.
175. Palaska I, Tsaousoglou P, Vouros I, Konstantinidis A, Menexes G. Influence of placement depth and abutment connection pattern on bone remodeling around 1-stage implants: a prospective randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 2016; 27(2): e47–e56.


- 176.** Flores-Guillen J, Álvarez-Novoa C, Barbieri G, Martín C, Sanz M. Five-year outcomes of a randomized clinical trial comparing bone-level implants with either submerged or transmucosal healing. *J Clin Periodontol* 2018; 45(1): 125-35.
- 177.** Kang MH, Jung UW, Cho KS, Lee JS. Retrospective radiographic observational study of 1692 Straumann tissue-level dental implants over 10 years. II. Marginal bone stability. *Clin Implant Dent Relat Res* 2018; 20(5): 875-81.
- 178.** Alonso-González R, Aloy-Prósper A, Peñarrocha-Oltra D, Peñarrocha-Diago MA, Peñarrocha-Diago M. Marginal bone loss in relation to platform switching implant insertion depth: an update. *J Clin Exp Dent* 2012; 4(3): e173-9.
- 179.** Jung RE, Jones AA, Higginbottom FL, Wilson TG, Schoolfield J, Buser D, Hammerle CH, Cochran DL. The influence of non- matching implant and abutment diameters on radiographic crestal bone levels in dogs. *J Periodontol* 2008; 79(2): 260–70
- 180.** Pontes AE, Ribeiro FS, Iezzi G, Piattelli A, Cirelli JA, Marcantonio E Jr. Biologic width changes around loaded implants inserted in different levels in relation to crestal bone: histometric evaluation in canine mandible. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19(5): 483–90.
- 181.** Hartman GA, Cochran DL. Initial implant position determines the magnitude of crestal bone remodeling. *J Periodontol* 2004; 75(4): 572–7.
- 182.** Weng D, Nagata MJ, Bosco AF, de Melo LG. Influence of microgap location and configuration on radiographic bone loss around submerged implants: an experimental study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26(5): 941–6.
- 183.** Donovan R, Fetner A, Koutouzis T, Lundgren T. Crestal bone changes around implants with reduced abutment diameter placed non-submerged and at subcrestal positions: a 1-year radio- graphic evaluation. *J Periodontol* 2010; 81(3): 428–34.
- 184.** Simmons DE, Manet P, Teitelbaum AG, Billiot S, Popat LJ, Palaiologou AA. Comparative evaluation of the stability of two different dental implant designs and surgical protocols-a pilot study. *Int J Implant Dent* 2017; 3(1): 1-6.
- 185.** Abrahamsson I, Linder E, Lang NP. Implant stability in relation to osseointegration: an experimental study in the Labrador dog. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20(3): 313-8.
- 186.** Himmlová L, Dostálová T, Kácosvsky A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 91(1): 20-5.

187. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest - A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16(4): 486–94.
188. Nagarajan B, Murthy V, Livingstone D, Surendra MP, Jayaraman S. Evaluation of crestal bone loss around implants placed at equicrestal and subcrestal levels before loading: a prospective clinical study. *J Clin Diagn Res* 2015; 9: 47–50.
189. Lin G, Ye S, Liu F, He F. A retrospective study of 30,959 implants: risk factors associated with early and late implant loss. *J Clin Periodontol* 2018; 45(6): 733–43.
190. Cehreli MC, Karasoy D, Akca K, Eckert SE. Meta-analysis of methods used to assess implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24(6):1015–32.
191. Wentaschek S et al. Sensitivity and specificity of stability criteria for immediately loaded splinted maxillary implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015; 17 Suppl 2: e542–9.
192. Scarano A, Degidi M, Iezzi G, Petrone G, Piattelli A. Correlation between implant stability quotient and bone-to-implant contact: a retrospective histological and histomorphometrical study of seven titanium implants retrieved from humans. *Clin Implant Dent Relat Res* 2006; 8(4): 218–22.
193. Degidi M, Perrotti V, Piattelli A, Iezzi G. Mineralized bone-implant contact and implant stability quotient in 16 human implants retrieved after early healing periods: a histologic and histomorphometric evaluation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25(1):45–8.
194. Bardyn T, Gédet P, Hallermann W, Buchler P. Quantifying the influence of bone density and thickness on resonance frequency analysis: an in vitro study of biomechanical test materials. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24:1006.
195. Ho DS, Yeung SC, Zee KY, Curtis B, Hell P, Tumuluri V. Clinical and radiographic evaluation of NobelActive™ dental Implants. *Clin Oral Implants Res* 2013; 24(3): 297–304.
196. Paul S, Petsch M, Held U. Modeling of crestal bone after submerged vs transmucosal implant placement: a systematic review with meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2017; 32(5): 1039–50.
197. Huang B, Meng H, Zhu W, Witek L, Tovar N, Coelho PG. Influence of placement depth on bone remodeling around tapered internal connection implants: a histologic study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 2015; 26(8): 942–9.

198. Van Eekeren P, Tahmaseb A, Wismeijer D. Crestal bone changes around implants with implant-abutment connections at epicrestal level or above: systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016; 31: 119–24.
199. Gualini F, Salina S, Rigotti F, Mazzarini C, Longhin D, Grigoletto M. Subcrestal placement of dental implants with an internal conical connection of 0.5 mm versus 1.5 mm: outcome of a multicentre randomized controlled trial 1 year after loading. *Eur J Oral Implantol* 2017; 10: 73–82.
200. Weng D, Nagata MJ, Bell M, Bosco AF, de Melo LG, Richter EJ. Influence of microgap location and configuration on the periimplant bone morphology in submerged implants. An experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19(11): 1141–7.
201. Puisys A, Linkevicius T. The influence of mucosal tissue thickening on crestal bone stability around bone-level implants. A prospective controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res*. 2015; 26(2): 123–9.
202. Doornewaard R, Christiaens V, De Bruyn H, Jacobson M, Cosyn J, Vervaeke S et al. Long-term effect of surface roughness and patients' factors on crestal bone loss at dental implants. A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2017; 19(2): 372–99.

IX. ANEXOS

ANEXO 1

 Hospital Clínico San Carlos	Informe Dictamen Protocolo Favorable Investigación Clínica con Producto Sanitario
	C.P. - C.I. 15/205-P
	28 de abril de 2015
CEIC Hospital Clínico San Carlos	

Dra. Mar García Arenillas
Presidenta del CEIC Hospital Clínico San Carlos

CERTIFICA

1°. Que el CEIC Hospital Clínico San Carlos en su reunión del día 22/04/2015, acta 4.2/15 ha evaluado la propuesta del promotor/investigador referida al estudio:

Título: "EVALUACIÓN CLÍNICA EN RESTAURACIONES PROTÉSICAS PARCIALES SOBRE IMPLANTES MOZO GRAU DE CONEXIÓN INTERNA"

Código Interno: 15/205-P

2°. Considera que:

- El estudio se plantea siguiendo los requisitos establecidos en la legislación vigente en cuanto a Investigación Clínica con Productos Sanitarios, y su realización es pertinente.
- Se cumplen los requisitos necesarios de idoneidad del protocolo en relación con los objetivos del estudio y están justificados los riesgos y molestias previsibles para el sujeto.
- La capacidad de los Investigadores y los medios disponibles son apropiados para llevar a cabo el estudio.
- Son adecuados tanto el procedimiento para obtener el consentimiento informado como la compensación prevista para los sujetos por daños que pudieran derivarse de su participación en el estudio.
- El alcance de las compensaciones económicas previstas no interfiere con el respeto a los postulados éticos.

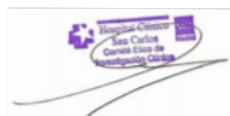
3°. Por lo que este CEIC emite un **DICTAMEN FAVORABLE**.

4°. Este CEIC acepta que dicho ensayo sea realizado por:

Dr. Miguel Gómez-Polo

Dpto. Estomatología I. Facultad de Odontología. Universidad
Complutense de Madrid.

Lo que firmo en Madrid, a 28 de abril de 2015



Dra. Mar García Arenillas
Presidenta del CEIC Hospital Clínico San Carlos

ANEXO 2

PROTOCOLO PARA EVALUAR LA OSTEointegración

Fecha: 24/10/14	Nº de Hª: 1340852
Nombre y Apellidos NORBERTO VILARINO	

	17	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26	27
FECHA QX.	23/05/2014													
MARCA														
DIAMETRO/ LONGITUD														
PROFUNDIDAD GINGIVAL														
PROFUNDIDAD GINGIVAL														
DIAMETRO / LONGITUD													4,25 11,5	
MARCA													MG.	
FECHA QX.													23/5/14	
	47	46	45	44	43	42	41	31	32	33	34	35	36	37

Parámetros mayores (respuesta positiva: No se recomienda utilizar el implante)	SI	NO
Dolor espontáneo		X
Dolor inducido		X
Movilidad Torque (20 N)		X
Profundidad de sonadaje (>5mm)		X
Parámetros tratables (respuesta positiva: Parar y tratar antes de utilizar implante)		
Ausencia de mucosa queratinizada		X 2mm.
Rx (pérdida vertical >1,5 mm)		X
RVG (pérdida de interfase)		X
Torque de inserción <35N		
Parámetros orientativos (respuesta positiva: No condicionar el tratamiento)		
Percepción		X
Índice de placa (2=si, 1-0=no)	Aconsejamos profilaxis	
Sangrado al sondear		X
Ostell (ISO<50)	84	X